



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΟΠΤΟΜΕΤΡΙΑΣ

ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΩΝ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΑΝΤΩΝΙΑΣ ΤΣΙΤΟΥΡΑ 17025

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ : ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΝΙΝΟΣ

ΑΘΗΝΑ 2021



UNIVERSITY OF WEST ATTICA

FACULTY OF HEALTH AND CARING PROFESSIONS

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES

SECTOR OF OPTICS AND OPTOMETRY

PHYSICAL PRINCIPLES OF THE IMAGING
TECHNOLOGIES OF THE EYE

DIPLOMA THESIS OF
ANTONIA TSITOURA 17025

SUPERVISOR; GEORGIOS NINOS

ATHENS 2021

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Αντωνία Τσιτούρα του Γεωργίου, με αριθμό μητρώου 635-17025, φοιτήτρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής <<Επαγγελματών Υγείας και Πρόνοιας>> του Τμήματος Βιοϊατρικών επιστημών, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα



ΑΝΤΩΝΙΑ ΤΣΙΤΟΥΡΑ

Η ΑΚΟΛΟΥΘΗ ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΞΕΤΑΣΤΗΚΕ/ΕΓΓΡΙΘΗΚΕ ΑΠΟ ΤΗΝ ΑΚΟΛΟΥΘΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΤΗΝ 27^Η ΙΟΥΛΙΟΥ 2021:

| ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ | ΙΔΙΟΤΗΤΑ ΕΞΕΤΑΣΤΗ | ΥΠΟΓΡΑΦΗ |
|------------------------|---------------------|----------|
| ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΝΙΝΟΣ | ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ/ΛΕΚΤΟΡΑΣ | |
| ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΔΡΑΚΟΠΟΥΛΟΣ | ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ | |
| ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ ΜΠΑΡΤΖΗΣ | ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ | |

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

| | |
|--|----|
| ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ..... | 1 |
| Ι.ΑΠΑΡΑΙΤΗΤΑ ΕΙΣΑΓΩΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ... .. | 2 |
| 1.Ανατομία οφθαλμού και κόγχου..... | 2 |
| Κογχική χώρα..... | 2 |
| Οφθαλμικοί κόγχοι..... | 3 |
| βολβός..... | 4 |
| Τοίχωμα..... | 5 |
| Περιεχόμενο..... | 8 |
| 2.Φυσιολογία της όρασης..... | 10 |
| Ανατομία οπτικής οδού..... | 10 |
| Διευκρινίσεις για την αντίληψη της όρασης..... | 11 |
| 3.Παθολογία οφθαλμού και κόγχου..... | 12 |
| ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ..... | 17 |
| II.ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ..... | 18 |
| 1.ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ..... | 18 |
| Απλή ακτινογραφία..... | 18 |
| Γενικά στοιχεία-ιστορική αναδρομή..... | 18 |
| Φύση ακτίνων Χ..... | 19 |
| Παραγωγή ακτίνων Χ... .. | 20 |
| Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και ύλης..... | 22 |
| Επίπτωση στον οφθαλμό-προφυλάξεις..... | 22 |
| Διεξαγωγή προβολικής απεικόνισης..... | 23 |
| Εφαρμογές στον οφθαλμό... .. | 24 |
| Υπολογιστική Τομογραφία ακτίνων Χ (Αξονική Τομογραφία-CT) | 26 |
| Γενικά στοιχεία..... | 26 |
| Σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας..... | 26 |
| Λήψη τομής... .. | 28 |
| Σύνθεση προβολών-ανακατασκευή τομογραφίας..... | 28 |
| Ποιότητα-χαρακτηριστικά εικόνας... .. | 30 |
| Νέες εφαρμογές στην αξονική τομογραφία..... | 30 |
| Εφαρμογές στον οφθαλμό... .. | 32 |
| 2.ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ- ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ-MRI (MAGNETIC RESONANCE IMAGING).35 | |
| Ιστορικά και γενικά στοιχεία..... | 36 |
| Δομή μαγνητικού τομογράφου..... | 36 |
| Τεχνική λήψης... .. | 37 |
| Παλμοσειρές και χαρακτηριστικά εικόνας..... | 37 |
| Πλεονεκτήματα-μειονεκτήματα... .. | 38 |
| Εφαρμογές στον οφθαλμό..... | 29 |
| 3.ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΡΑΔΙΟΪΣΟΤΟΠΩΝ(PET,SPECT)..... | 42 |
| Γενικά στοιχεία... .. | 42 |
| Λήψη τομής σε PET..... | 43 |

| | |
|--|-----------|
| Λήψη τομής σε SPECT | 43 |
| Ποιότητα-Χαρακτηριστικά εικόνας..... | 43 |
| PET vs SPECT | 44 |
| Κίνδυνοι-αντενδείξεις... .. | 44 |
| Εφαρμογές στον οφθαλμό... .. | 44 |
| 4.ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ | 46 |
| Γενικά και ιστορικά στοιχεία..... | 46 |
| Παραγωγή-διάδοση-ανίχνευση υπερήχων..... | 47 |
| Χαρακτηριστικά δέσμης ηχούς..... | 48 |
| Πλεονεκτήματα-μειονεκτήματα διαγνωστικού υπερήχου... .. | 49 |
| Μορφές υπερηχοτομογραφικής απεικόνισης με εφαρμογές στην οφθαλμολογία | 50 |
| 5.ΟΠΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΣΥΝΟΧΗΣ- OCT | 54 |
| Εισαγωγή | 54 |
| Βασικές αρχές λειτουργίας..... | 55 |
| Μέθοδοι ανίχνευσης χρονικής καθυστέρησης..... | 55 |
| Σχηματισμός-χαρακτηριστικά εικόνας..... | 57 |
| OCT vs US..... | 58 |
| Δυνατότητες και εξελίξεις OCT..... | 58 |
| Κλινικές εφαρμογές στην οφθαλμολογία..... | 59 |
| 6.ΟΦΘΑΛΜΟΣΚΟΠΙΟΣΑΡΩΣΗΣ LASER (SLO)..... | 63 |
| Γενικά στοιχεία... .. | 63 |
| Εφαρμογή προσαρμοστικής οπτικής..... | 64 |
| Τομογραφία Χαϊδελβέργης (Heidelberg retinal tomography- HRT)..... | 64 |
| Απεικόνιση κερατοειδούς με HRT και Rostock corneal module (RCM)..... | 68 |
| Scanning Laser Polarimetry (SLP ή GDx)..... | 68 |
| 7.ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ | 70 |
| Βιομικροσκοπία σχισμοειδούς λυχνίας..... | 70 |
| Γωνιοσκόπηση... .. | 71 |
| Βυθοσκόπηση-Έμμεση οφθαλμοσκόπηση..... | 73 |
| Κάμερα βυθού (Fundus camera) | 76 |
| Τοπογραφία κερατοειδούς..... | 78 |
| Ο δίσκος του Placido (Placido disk)..... | 78 |
| Τεχνική σάρωσης σχισμής (Scanning -slit topography)..... | 79 |
| Scheimpflug imaging..... | 79 |
| Παρουσίαση μετρήσεων..... | 80 |
| Χρήση τοπογραφίας... .. | 81 |
| 8.ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗ ΦΘΟΡΙΣΜΟΥ..... | 83 |
| Αγγειογραφία Φλουορεςκαΐνης-Φλουοραγγειογραφία (FA)..... | 83 |
| Αγγειογραφία με Πράσινο Ινδοκυανίνης (ICGA)..... | 85 |
| Αυτοφθορισμός βυθού (Fundus auto-fluorescence / FAF) | 87 |
| Επίλογος..... | 88 |
| Βιβλιογραφική αναφορά | 90 |

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Το οπτικό σύστημα αποτελεί ένα από τα εντυπωσιακότερα και πιο πολύπλοκα τμήματα του ανθρώπινου οργανισμού. "Πρωταγωνιστής" αυτού του μυστηριώδους μηχανισμού είναι ο οφθαλμός, που αποτελεί το κυριότερο όργανο της όρασης, καθώς με αυτό λαμβάνεται το ερέθισμα το οποίο με κατάλληλη επεξεργασία μετατρέπεται σε εικόνα και λαμβάνουμε τελικά της αίσθηση της όρασης.

Ξεκινώντας εδώ και εκατοντάδες χρόνια με την απλή παρατήρηση και, εν συνεχεία την χρήση μεγέθυνσης και την φωτογραφία, στις μέρες μας καθίσταται δυνατή η εξέταση/παρατήρηση των ενδιάμεσων ιστών και δομών του σε κυτταρικό επίπεδο. Από την χρήση απλών αχτίνων X έως τις πιο σύγχρονες τομογραφίες και υπερήχους, έχουμε μια ποικιλία απεικονιστικών μεθόδων για καλύψουν τις εκάστοτε ανάγκες. Με την δυνατότητα καταγραφής και αποθήκευσης των λήψεων αποκτούμε πρόσβαση σε λεπτομέρειες που παλαιότερα φάνταζαν ασύλληπτες. Ο κατάλογος με τις κλινικές εφαρμογές των πορισμάτων που πηγάζουν από την ιατρική απεικόνιση περιλαμβάνει αξιοποίηση τόσο για την μελέτη του ιστού προς διερεύνηση, όσο και για την αξιολόγησή του. Ανατομία κόγχου και βολβού, μεταβολική δραστηριότητα, φυσιολογία, παθολογία, αγγειακή κατανομή, δομικές μεταβολές: αυτά αποτελούν τα βασικότερα σημεία εστίασης και εφαρμογής των απεικονιστικών τεχνολογιών στον οφθαλμό.

Ο στόχος της παρούσας εργασίας είναι να επεξηγήσει τις αρχές που διέπουν όλες αυτές τις τεχνικές ψηφιακής αναπαράστασης του ματιού, καθώς και τον τρόπο που συνδυάζονται. Τα ακόλουθα στοιχεία ανατομίας-φυσιολογίας- παθολογίας θα δώσουν μια πλήρη περιγραφή του ανθρώπινου οφθαλμού με σκοπό να γίνει κατανοητό σε ποιες περιπτώσεις εφαρμόζεται η κάθε μέθοδος και η αλληλεπίδρασή της με τους ιστούς. Τέλος, αναφορά θα γίνει και στις προοπτικές της ψηφιακής αναπαράστασης, στα οφέλη και τις πιθανές λύσεις που μπορεί να προσφέρει.

ABSTRACT

The optical system is one of the most impressive and complicated aspects of the human being. The “leading character” of this mysterious mechanism is the oculus, which is the main organ for conceiving the sense of vision since it is responsible for the reception of the stimuli that will later be processed and transformed into an image.

Starting from mere observation (thousands of years ago) to the use of magnification and photography, nowadays the examination of the intermediate tissues and structures is achieved at a cellular level. Since simple X-Rays, more advanced methods have arisen, such as tomographies and ultrasounds, that offer a selection of imaging techniques to apply in a range of conditions.

By being able to record/save the image, we gain access to details and possibilities that were unthinkable before. The results of the medical imaging form a long list of clinical applications for the assessment of the tissue of interest. Ocular and orbital anatomy, activity of metabolism, physiology, pathology, vascular allocation, structural changes are the main focusing points of the eye illustration technology.

The aim of this thesis is to explain the principles that rule the main techniques of ocular imaging, as well as the way they may be combined. The following information of anatomy-physiology-pathology provide a full description of the human eye in order to be fully understood in which situation a technique is suitable for and how that issue will interact with it. Finally, the benefits and possible solutions a technique has to offer will be discussed, as well as the future potential off it.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

I. ΑΠΑΡΑΙΤΗΤΑ ΕΙΣΑΓΩΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

1. Ανατομία οφθαλμού και κόγχου

Ο οφθαλμός αποτελεί το όργανο της όρασης και απαρτίζεται από τον βολβό και το οπτικό νεύρο. Ο βολβός και τα εξαρτήματά του περιέχονται στον οφθαλμικό κόγχο, ενώ η κογχική χώρα περιλαμβάνει τα βλέφαρα και την δακρυϊκή συσκευή. [1]

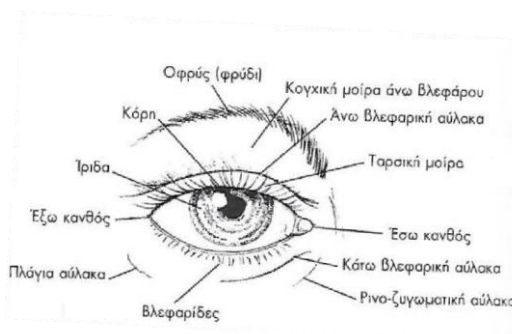
Κογχική χώρα

Περιλαμβάνει τα επικουρικά οπτικά εξαρτήματα και συμβάλλει στην προστασία από κακώσεις και ερεθισμούς.

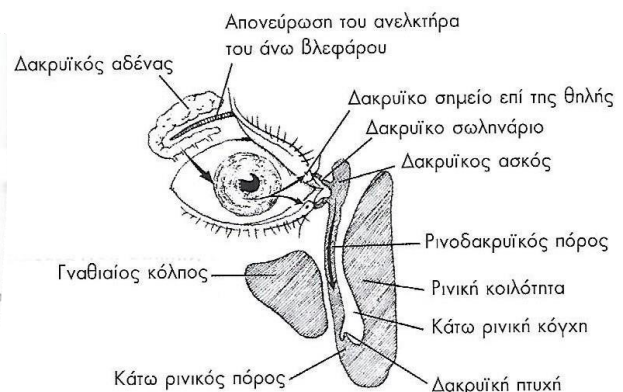
Οφρύδες (φρύδια): προστασία από σκόνη

Βλέφαρα: Με την σύγκλισή τους καλύπτουν το πρόσθιο μέρος του βολβού, προστατεύουν από τραυματισμό και τον έντονο φως το μάτι, συμβάλλοντας ταυτόχρονα και στην διασπορά και αποχέτευση των δακρύων. Το άνω και κάτω βλέφαρο συναντώνται στον έσω και έξω κανθό και οριοθετούνται από την μεσοβλεφάρια σχισμή. Το κάθε βλέφαρο εσωτερικά καλύπτεται από τον βλεφαρικό **επιπεφυκότα** (λεπτή μεμβράνη που ενώνει τα βλέφαρα με τον βολβό, καλύπτει εξωτερικά τον σκληρό και επενδύει εσωτερικά τα βλέφαρα), με την δράση τους να συμπληρώνουν αδένες και οι βλεφαρίδες στο χείλος των βλεφάρων. Διαχωρίζονται από τον κόγχο με το **κογχικό διάφραγμα**.

Δακρυϊκή συσκευή: Δακρυϊκός αδένας (έκκριση δακρυϊκού υγρού) → εκφορητικοί πόροι → σάκος επιπεφυκότα-δακρυϊκό λιμνίο (έσω κανθός, δακρυϊκά σημεία) → δακρυϊκά σωληνάκια → δακρυϊκός σάκος → ρινοδακρυϊκός πόρος → ρινική κοιλότητα. Τα δάκρυα προσφέρουν την απαραίτητη λίπανση, απομάκρυνση σωματιδίων και βακτηριοκτόνο δράση. [2][3]



Εικόνα 1. Πρόσωση του οφθαλμού(1)

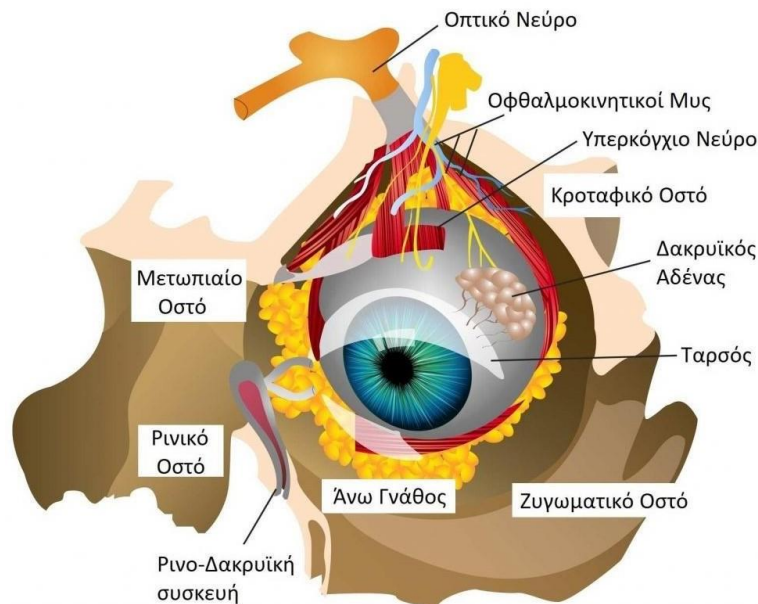


Εικόνα 2. Παραγωγή και αποχέτευση δακρύων (1)

Οφθαλμικοί κόγχοι

Ο κάθε κόγχος είναι μια οστέινη κοιλότητα πυραμοειδούς σχήματος με την κορυφή στο εσωτερικό του κρανίου και την βάση στην εξωτερική-εμπρόσθια επιφάνειά του. Στη δημιουργία του καθενός συμμετέχουν 7 οστά: άνω γνάθος, υπερίο, ζυγωματικό, σφηνοειδές, μετωπιαίο, ηθμοειδές και δακρυϊκό. *Περίοστεο* καλύπτει το εσωτερικό των κόγχων, ενώ τα σημεία όπου δεν υπάρχει λειτουργική δομή πληρούνται με *κογχικό λίπος* (προσφέρει σταθερότητα στις δομές και ασφάλεια με απορρόφηση των κραδασμών). Η *περιοφθάλμια περιτονία* (κάψα του Tenon) περιβάλλει την μεγαλύτερη μοίρα του βολβού, χωρίζοντάς τον από το λιπώδες στρώμα του κόγχου και εκτείνεται από το οπτικό νεύρο μέχρι κοντά στη σκληροκερατοειδή στεφάνη. Η τετράπλευρη αυτή κοιλότητα έχει μια βάση, 4 τοιχώματα και μία κορυφή. Το πιο παχύ και ισχυρό τοίχωμα είναι το εξωτερικό (κροταφικό) καθώς είναι το πιο εκτεθειμένο και επιρρεπές σε τραυματισμούς, ενώ το πιο λεπτό και εύθραυστο είναι το κάτω.

Εκτός του κύριου κογχικού στομίου, άλλα 3 σημαντικά ανοίγματα αφορούν την συγκεκριμένη κοιλότητα: το οπτικό τρήμα (δίοδος οφθαλμικής αρτηρίας και οπτικού νεύρου), το υποκόγχιο σχίσμα (δίοδος νευρών και κάτω οφθαλμικής φλέβας) και το υπερκόγχιο σχίσμα (δίοδος νευρών και άνω οφθαλμικής φλέβας). [4]



Εικόνα 3. Ανατομία του οφθαλμικού κόγχου (<https://theodoratsirouki.gr>)

Κάθε κογχική κοιλότητα περιλαμβάνει, εκτός από τον βολβό, νεύρα, αγγειακά συμπλέγματα και τους εξωβολβικούς μύες.

Μύες κόγχου: συνεργάζονται για να κινούνται οι βολβοί και το άνω βλέφαρο. Όλοι οι μύες, εκτός του κάτω λοξού, εκφύονται από την κορυφή του κόγχου. [5]

- *Ανεκλήρας άνω βλεφάρου:* καταφύεται στο άνω βλέφαρο με σκοπό την ανύψωσή του.

- *Οφθαλμοκινητικοί μύες:* περιστρέφουν-κινούν τον βολβό. Στον σκληρό του ματιού καταφύονται 4 ορθοί(άνω, κάτω , έσω, έξω) και 2 λοξοί μύες (άνω, κάτω)

Νεύρα κόγχου: Εισέρχονται μέσω του υπερκόγχιου σχίσματος του οπτικού τρίματος. Όλοι οι μύες νευρώνονται από το Κοινό Κινητικό νεύρο (III), εκτός από τον έξω ορθό μυ (Απαγωγό VI) και τον άνω λοξό (Τροχλιακό IV). Όσον αφορά την αισθητική νεύρωση , το Οπτικό νεύρο (II) μεταφέρει να ερεθίσματα από τον οφθαλμό στον εγκέφαλο για επεξεργασία.

Υψίστης σημασίας είναι το **οπτικό νεύρο. Είναι ένα «καλώδιο» που συνδέει τον βολβό με τον εγκέφαλο. Αποτελείται από 1.200.000 νευράξονες γαγγλιακών κυττάρων, διαιρείται σε 4 μούρες και έχει μήκος περίπου 5 cm, Αφού εξέρθει από τον σκληρό (οπτικός δίσκος), πορεύεται εντός του κόγχου, αποκτώντας έλυτρο μυελίνης.**

Αγγείωση κόγχου

Α)αρτηρίες: Η κύρια παροχέτευση αίματος του κόγχου και του βολβού προέρχεται από την οφθαλμική αρτηρία(κλάδος της έσω καρωτίδας αρτηρίας και εισέρχεται δια του οπτικού τρήματος) . Κατά την πορεία της στο μάτι, νέοι κλάδοι της αναδύονται τροφοδοτώντας τους παρακείμενους ιστούς. Οι σημαντικότερες διακλαδώσεις είναι:

- *Κεντρική αρτηρία του αμφιβληστροειδούς:* τροφοδοτεί τον αμφιβληστροειδή(εκτός από τα ραβδία και τα κωνία) καθώς εισέρχεται από τον οπτικό δίσκο, αφού πρώτα έχει εισέλθει μέσω του οπτικού τρήματος και διατρυπήσει το έλυτρο της σκληράς μήνιγγας του οπτικού νεύρου.

- *Δακρυϊκή αρτηρία:* αρδεύει τον δακρυϊκό αδένα, τον επιπεφυκότα και τα βλέφαρα.

- *Ακτινοειδείς αρτηρίες:* τα ακτινωτά αγγεία στοχεύουν κυρίως στην αιμάτωση του χοριοειδούς. [6] Η *πρόσθια ακτινοειδής αρτηρία* διατρυπά τον σκληρό κατά τις καταφύσεις των ορθών μυών και σχηματίζει δίκτυο στην ίριδα και το ακτινωτό σώμα. Την ίριδα και το ακτινωτό σώμα αιματώνουν επίσης οι *μακρές οπίσθιες ακτινοειδείς αρτηρίες*, ενώ οι *βραχείες ακτινοειδείς* διατρυπών τον σκληρό και αρδεύουν τον χοριοειδή, ο οποίο στη συνέχεια τροφοδοτεί τα ραβδία και τα κωνία του αμφιβληστροειδούς.

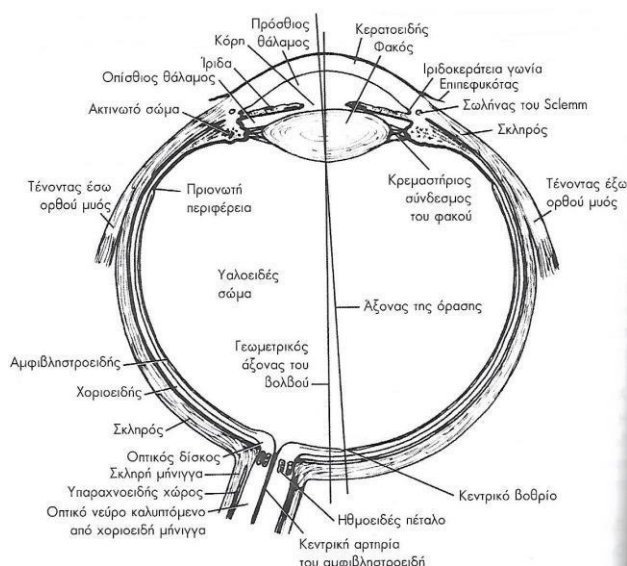
Β)φλέβες: Μπορούμε να περιγράψουμε αδρά τις οφθαλμικές φλέβες αντιστοιχίζοντας την *άνω και κάτω οφθαλμική φλέβα* με την οφθαλμική αρτηρία, την *κεντρική φλέβα του αμφιβληστροειδούς* με την κεντρική αρτηρία αυτού. Οι *περιδίνητες φλέβες* αφού συλλέξουν το αίμα του χοριοειδή παροχετεύονται στην κάτω οφθαλμική φλέβα.

Βολβός:

Ο ανθρώπινος βολβός είναι το κύριο όργανο της όρασης, με σχεδόν σφαιρικό σχήμα και μέση διάμετρο 24mm[7], ενώ πληρούται από υγρό και κάποιους λειτουργικούς ιστούς. Οι δομές του διακρίνονται σε 2 κατηγορίες: το τοίχωμα και το περιεχόμενο.[8]

Τοίχωμα

Τρεις ομόκεντροι διακριτοί χιτώνες συνιστούν το τοίχωμα· από έξω προς τα μέσα έχουμε: τον ινώδη, τον αγγειώδη και τον νεύρινο χιτώνα, οι οποίοι επίσης συνίστανται από επιμέρους δομές (τμήματα αυτών των χιτώνων αποτελούν μέρος του περιεχομένου).



Εικόνα 4.Οριζόντια τομή του οφθαλμικού βολβού(1)

Ινώδης χιτώνας (σκληρός και κερατοειδής)

Αποτελεί το εξώτερο σχήμα του οφθαλμού και το δομικό του πλέγμα (καλούπι) . Οι 2 δομές που τον αποτελούν είναι ο κερατοειδής και ο σκληρός , οι οποίοι καλύπτουν το 1/6 και 5/6 της επιφάνειας του ματιού αντιστοίχως. Η διαφορά στην κυρτότητά τους είναι ορατή και αυτό γίνεται πιο έντονα αντιληπτό στο σημείο ένωσής τους, το σκληροκερατοειδές όριο (ΣΚΟ).

Ο σκληρός είναι το μέρος κατάφυσης των οφθαλμικών μυών και διατιτραίνεται από αγγεία και νεύρα. Έχει μέγιστο πάχος περίπου 1 mm στον οπίσθιο πόλο του οφθαλμού και ελάχιστο 3 mm στα σημεία πρόσφυσης των μυών. [9] Γύρω από το οπτικό νεύρο(το οποίο και τον διαπερνά), συνενώνεται στη σκληρά μήνιγγα του εγκεφάλου. Το άσπρο του χρώμα και η αδιαφάνεια προκύπτουν από την «άτακτη» κατανομή των ινιδίων κολλαγόνου που τον συνθέτουν σε συνδυασμό με ελαστικές ίνες.[10] Η νεύρωση και η αιμάτωση δεν είναι πυκνές και προέρχονται από ακτινοειδή νεύρα και αγγεία.

Το δεύτερο μέρος του ινώδους χιτώνα αποτελεί ο **κερατοειδής**, ο οποίος εκτός από δομικό ρόλο, προσφέρει και στον οφθαλμό περίπου τα 2/3 της διαθλαστικής του δύναμης (43 διοπτρίες). Οι ακτινοειδείς νευρικές του ίνες (τρίδυμο νεύρο) τον καθιστούν ένα ιδιαίτερα ευαίσθητο σε πόνο και ευερέθιστο ιστό. Πέντε κυτταρικές στοιβάδες τον δομούν : το επιθήλιο(ανανεώσιμα κύτταρα), η μεμβράνη του Bowman, το στρώμα (90% πάχους κερατοειδούς- περίπου 540 nm), η Δεσκεμέτειος μεμβράνη

και το ενδοθήλιο (μη αναγενήσιμα κύτταρα). Η διαφάνεια του κερατοειδούς είναι πρώτιστης σημασίας για την σωστή διάθλαση του φωτός, επομένως ,λόγω έλλειψης αγγείων, η διατροφή του προέρχεται από το υδατοειδές υγρό, τα δάκρυα και τριχοειδικά αγγεία στην περιφέρειά του. Η διαύγειά του επίσης εξασφαλίζεται από την παράλληλη διάταξη των ινιδίων κολλαγόνου και την ακεραιότητα και σωστή λειτουργία των υποστρωμάτων του.

Αγγειώδης χιτώνας ή ραγοειδής (χοριοειδής , ακτινωτό σώμα , ίριδα)

Βρίσκεται μεταξύ του ινώδους και του νεύρινου χιτώνα και αυτή η συνεχής δομή χωρίζεται ανατομικά και λειτουργικά σε 3 υπο-δομές.

Ο χοριοειδής είναι ένας αγγειοβριθής, καφεοειδής ιστός (λόγω της χρωστικής που περιέχει) που καλύπτει εσωτερικά τον σκληρό. Τα αιμοφόρα αγγεία που τον διατρέχουν είναι οι *περιδίνητες φλέβες* και οι οπίσθιες *ακτινοειδείς αρτηρίες* , ενώ μακρά και βραχεία ακτινοειδή νεύρα τον νευρώνουν .Ο κύριος ρόλος που διαδραματίζει είναι να τρέφει με τα αγγεία του τις εξώτερες στοιβάδες τον αμφιβληστροειδή, ενώ επίσης συμβάλλει και την μείωση της αντανάκλασης στο εσωτερικό του βολβού. Προς το οπτικό νεύρο συνέχεται με τη χοριοειδή και αραχνοειδή μήνιγγα του εγκεφάλου. Εκ των έξω προς τα έσω τον συνιστούν οι ακόλουθες στοιβάδες: η αγγειώδης στοιβάδα (περιέχει χρωστική και αγγεία), η χοριοτριχοειδική στοιβάδα (αγγεία για θρέψη αμφιβληστροειδούς) και μεμβράνη του Bruch (διακίνηση ιστικών υγρών και ουσιών προς τον αμφιβληστροειδή). [11]

Το ακτινωτό σώμα αποτελεί ένα δαχτυλίδι με τριγωνική βάση που πορεύεται κυκλικά στο εσωτερικό του προσθίου τμήματος του σκληρού. Ανατομικά διαχωρίζεται σε 2 μοίρες: την πρόσθια επιφάνεια ή *ακτινωτό στέφανο* (pars plicata) και την οπίσθια ή *ακτινωτό κύκλο* (pars plana). Σε όλη την ελεύθερη επιφάνειά του το ακτινωτό σώμα καλύπτεται από *επιθήλιο*, από το οποίο παράγεται το *υδατοειδές* υγρό στο πρόσθιο τμήμα του και γλυκοζαμινογλυκάνες του υαλώδους στο οπίσθιο. (θα αναλυθεί στα περιεχόμενα του βολβού) . Στο *στρώμα* του ακτινωτού σώματος ,εκτός από δεσμίδες συνδετικού ιστού και μελανοκύτταρα, υπάρχουν ακτινοειδή αγγεία και ο *ακτινωτός μυς*. Με την σύσπαση του ακτινωτού μύος (νεύρωση από III νεύρο), οι ακτινοειδείς προβολές που εντοπίζονται στον ακτινωτό στέφανο και σχηματίζουν τον κρεμαστήριο σύνδεσμο του φακού (δακτύλιος του Zinn) χαλαρώνουν ,και έτσι λαμβάνει χώρα ο μηχανισμός της προσαρμογής μεταβάλλοντας την κυρτότητα του φακού για την κοντινή όραση.

Η ίριδα εντοπίζεται ακριβώς πίσω από τον κερατοειδή και είναι το πιο πρόσθιο τμήμα του ραγοειδούς που συναντάμε πορευόμενοι προς το εσωτερικό του βολβού. Ουσιαστικά αποτελεί ένα χρωστικοφόρο διάφραγμα με την *κόρη* να αποτελεί την κεντρική του οπή, η οποία ελέγχει την ποσότητα του φωτός που εισέρχεται στον οφθαλμό. Δίνει το χρώμα σε κάθε μάτι , το οποίο εξαρτάται από την χρωστική (μελανίνη) των μελανοκυττάρων. Η διάμετρός της είναι περίπου 12 mm ενώ η διάμετρος της κόρης ποικίλει από 2-8 mm. Το σημείο ένωσης με το ακτινωτό σώμα

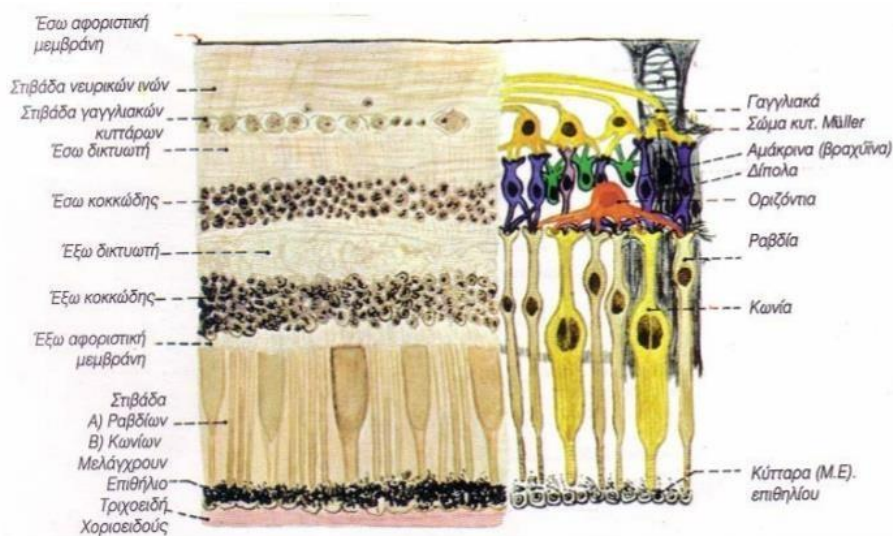
ονομάζεται «ρίζα της ίριδας» ενώ «κορικό χείλος» είναι το άκρο που οριοθετεί η κόρη. Η οπίσθια επιφάνεια εμφανίζεται μαύρη, ενώ η πρόσθια παρουσιάζει την κεντρική (κοραία) ζώνη και την περιφερειακή (ακτινωτή) ζώνη. Αυτός ο διαχωρισμός γίνεται ορατός στο κολάρο της ίριδας, που απέχει 2 mm από το κορικό χείλος και εκεί συναντάται και το μέγιστο πάχος της ίριδας. Το στρώμα της ίριδας συνίσταται από συνδετικό ιστό (κολλαγόνο, ινοβλάστες, μελανοκύτταρα, θεμέλια ουσία), αγγεία, νευρικές και μυϊκές ίνες. Ακτινοειδείς αρτηρίες και περιδίνητες φλέβες εξασφαλίζουν την αιμάτωση της ίριδας. Δύο δίκτυα λείων μυϊκών ινών συνυπάρχουν στην ίριδα: αυτό του σφιγκτήρα μυ της κόρης και αυτό του διαστολέα μυ, υπεύθυνο για την διεύρυνση του ανοίγματος (συμπαθητική νεύρωση). Η κινήσεις της κόρης είναι ακούσιες, με το μέγεθός της να μικραίνει στο έντονο φως και την προσαρμογή και να αυξάνεται στο ημίφως και κατά την διέγερση ή τον φόβο.

Νεύρινος χιτώνας-αμφιβληστροειδής

Είναι ο πιο εσωτερικός χιτώνας και φιλοξενεί τους κατάλληλους υποδοχείς για την συλλογή των οπτικών ερεθισμάτων. Αποτελείται από 2 πέταλα: το *μελάγχρουν επιθήλιο* (M.E.) σε επαφή με τη μεμβράνη του Bruch στον χοριοειδή και τον *ιδίως αμφιβληστροειδή* εσωτερικά, σε επαφή με το υαλώδες σώμα. Ο αμφιβληστροειδής έχει συνολικά 10 διακριτές στρώσεις.[12]. Σε αυτές τις στρώσεις οι κύριοι τύποι κυττάρων είναι οι *φωτοϋποδοχείς* που προσλαμβάνουν το ερέθισμα, τα *δίπολα κύτταρα* που τους συνδέουν με τα *γαγγλιακά κύτταρα* (οι άξονες των οποίων σχηματίζουν το οπτικό νεύρο) και *υποστηρικτικά* κύτταρα. Το M.E. περιέχει χρωστική και απορροφά τις ακτίνες του φωτός, εμποδίζοντας την αντανάκλαση των ακτινών πίσω στον αμφιβληστροειδή. Επίσης συμμετέχει στην ανακύκλωση των αναλώσιμων τμημάτων των φωτοϋποδοχέων. Όσον αφορά του φωτοϋποδοχείς έχουμε 2 τύπους : *τα κωνία και τα ραβδία*. Τα ραβδία είναι υπεύθυνα για την όραση σε χαμηλό φωτισμό και δίνουν είδωλα σε χρωματικές κλίμακες του άσπρου-μαύρου. Τα κωνία αντιθέτως είναι υπεύθυνα για την έγχρωμη όραση σε έντονο φως και λεπτομερή παρατήρηση. Η περιφερειακή όραση στηρίζεται στα πολυάριθμα και πιο ευαίσθητα ραβδία, ενώ όσο πιο πολύ κινούμαστε προς το κέντρο του αμφιβληστροειδούς αυξάνονται τα κωνία . Η αιμάτωση του αμφιβληστροειδή προέρχεται από τα χοριοειδικά τριχοειδή(για τις εξωτερικές στοιβάδες) και από την κεντρική αρτηρία και φλέβα.[13]. Βυθός του οφθαλμού καλείται το βάθος του βολβού του οφθαλμού που βλέπουμε και αποτελείται κυρίως από τον αμφιβληστροειδή, τον υποκείμενο χοριοειδή και το υπερκείμενο διαφανές υαλώδες σώμα.[14] Στον βυθό διακρίνουμε κάποιες ιδιαίτερες δομές:

-*Ωχρά κηλίδα*: είναι ένα εντύπωμα που βρίσκεται 3 mm κροταφικά του οπτικού δίσκου ,με κέντρο της το «κεντρικό βοθρίο» όπου συναντάται και η πιο οξεία όραση(μόνο κωνία) .Στερείται αγγείων ή νευρών και είναι υποκίτρινου χρώματος. Σε ένα ποσοστό ανθρώπων (25%) η περιοχή του αμφιβληστροειδή που βρίσκεται μεταξύ της ωχράς και της θηλής τροφοδοτείται από τη θηλοαμφιβληστροειδική αρτηρία.

-*Οπτικός δίσκος*: Είναι το σημείο όπου εξέρχονται αγγεία και νεύρα προς το οπτικό νεύρο. Η κεφαλή του (οπτική θηλή) , στερείται φωτοϋποδοχέων οπότε δεν ερεθίζεται από το φως (τυφλό σημείο). Έχει ωχρορόδινη απόχρωση και 1,5 mm διάμετρο.[15].



Εικόνα 5. Ιστολογική και σχηματική αναπαράσταση αμφιβληστροειδούς(8)

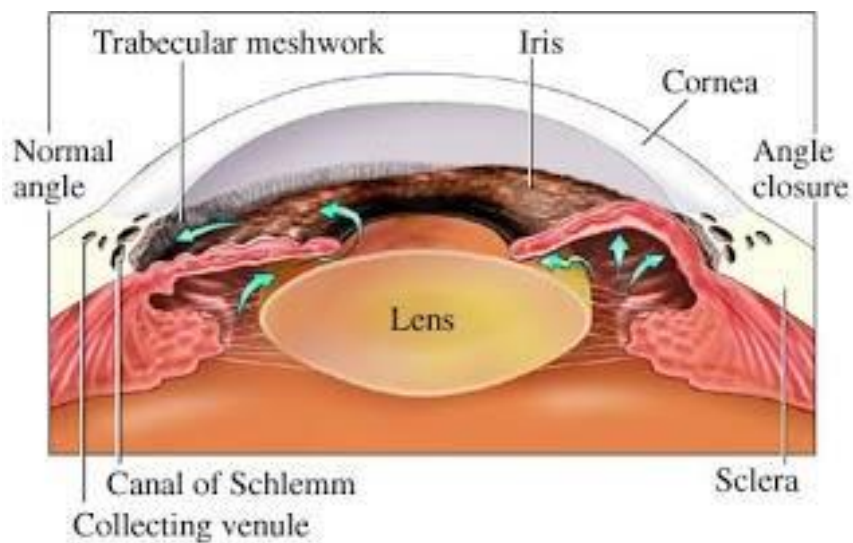
Περιεχόμενο

Το εσωτερικό του βολβού πληρούται από διάφανα υγρά (υδατοειδές υγρό και υαλώδες σώμα) που εξασφαλίζουν έτσι την ανεμπόδιστη διέλευση του φωτός προς τους φωτοϋποδοχείς και χωρίζεται τμηματικά από τον κρυσταλλοειδή φακό σε πρόσθιο και οπίσθιο τμήμα (προ και μετά φακού).

Ο κρυσταλλοειδής έχει σχήμα και ιδιότητες αμφίκυρτου φακού, προσφέροντας στον οφθαλμό περίπου το 1/3 της διαθλαστικής του ισχύος. Βρίσκεται πίσω από την ίριδα και μπροστά από το υαλώδες σώμα, χωρίζοντας σε 2 τμήματα τον οφθαλμό. Έχει διάμετρο περίπου 10 mm και 4 mm πάχος. Η σπουδαιότητα του φακού είναι ότι ,με την σύσπαση του ακτινωτού μυός , συσπώνται και οι ίνες του κρεμαστήριου συνδέσμου του φακού , επιτρέποντάς την μεταβολή στην κυρτότητά του που μας επιτρέπει την εστίαση την παραγωγή ευκρινούς ειδώλου. Η σύσταση του φακού είναι υδαρής με πρωτεΐνες , χωρίς αγγεία ή νεύρωση. Εξωτερικά, το *περιφάκιο* καλύπτει όλο τον φακό και είναι μια ελαστική μεμβράνη που αποτελείται από ινίδια κολλαγόνου. Προχωρώντας , θα συναντήσουμε το *επιθήλιο* (μόνο στην πρόσθια επιφάνεια) . Τα κεντρικά εντοπιζόμενα επιθηλιακά κύτταρα είναι υπεύθυνα για την μεταφορά ουσιών και τον σχηματισμό του περιφακίου, ενώ αυτά που εντοπίζονται στον ισημερινό του φακού(σημείο πρόσδεσης Ζηνείου ζώνης) διαφοροποιούνται σε φακαίες ίνες. *Οι φακαίες ίνες* αργότερα παράγουν τις κρυσταλλίνες, πρωτεΐνες του φακού που του προσδίδουν και τον δείκτη διάθλασης. Το πάχος του φακού αυξάνεται με την ηλικία, με τις γηραιότερες ίνες να συγκεντρώνονται στο εσωτερικό του (*πυρήνας*) και τις νεότερες να σχηματίζονται γύρω τους .

Στο **οπίσθιο τμήμα** του εσωτερικού, συναντάμε **το υαλώδες σώμα** που βρίσκεται οπισθίως του φακού και εκτείνεται στα 4/5 του του βολβού. Έχει υφή γέλης, αποτελούμενη κυρίως από νερό, πρωτεΐνες, κολλαγόνο και υαλουρονικό οξύ. Συγκρατεί, εκτός από τα τοιχώματα του βολβού, τον φακό και τον αμφιβληστροειδή χιτώνα.

Το **πρόσθιο τμήμα** του εσωτερικού χωρίζεται από την ίριδα σε πρόσθιο θάλαμο και οπίσθιο θάλαμο. Ο **πρόσθιος θάλαμος (ΠΘ)** εκτείνεται από την πρόσθια επιφάνεια της ίριδας έως την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή, με βάθος περίπου 3 mm. Πληρούται με το **υδατοειδές υγρό (υ.υ.)**, το οποίο αποχετεύεται από το ηθμοειδές δίκτυο στην **γωνία του π.θ.** Ο **οπίσθιος θάλαμος (ΟΘ)** οριοθετείται πρόσθια από την πίσω επιφάνεια της ίριδας και οπίσθια από τον φακό και την Ζήναιο ζώνη. Είναι μικρότερος από τον π.θ. και επίσης γεμάτος με το υ.υ.. Το υδατοειδές υγρό είναι διαφανούς σύστασης, παράγεται από τις ακτινοειδείς προβολές του ακτινωτού σώματος, θρέφει τον ανάγγειο φακό και μέσω της κόρης περνά στον ΠΘ με σκοπό την κάλυψη των μεταβολικών αναγκών του κερατοειδούς. Επιπρόσθετα, συμβάλλει στη διατήρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης.



Εικόνα 6. Ανατομία προσθίου θαλάμου (<http://panorasi.blogspot.com>)

2. Φυσιολογία της όρασης

Ανατομία οπτικής οδού

Ο οφθαλμός από άποψη οπτικής είναι ισοδύναμος με φωτογραφική μηχανή: έχει σύστημα φακών (κερατοειδής, κρυσταλλοειδής), σύστημα μεταβλητούς διαφράγματος (κόρη-ίριδα) και ένα φωτοευαίσθητο φιλμ (αμφιβληστροειδής)[16]. Πάνω σε αυτή την επιφάνεια, όταν προσπέσει ορατή, ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, λαμβάνουμε μια εικόνα. Η διαδρομή που θα ακολουθήσει το φωτεινό ερέθισμα μέχρι τον εγκέφαλο για να λάβουμε αυτή την εικόνα, ονομάζεται «οπτική οδός».[17] Εν ολίγοις, δεν βλέπουμε με τα μάτια μας αλλά με τον εγκέφαλο.

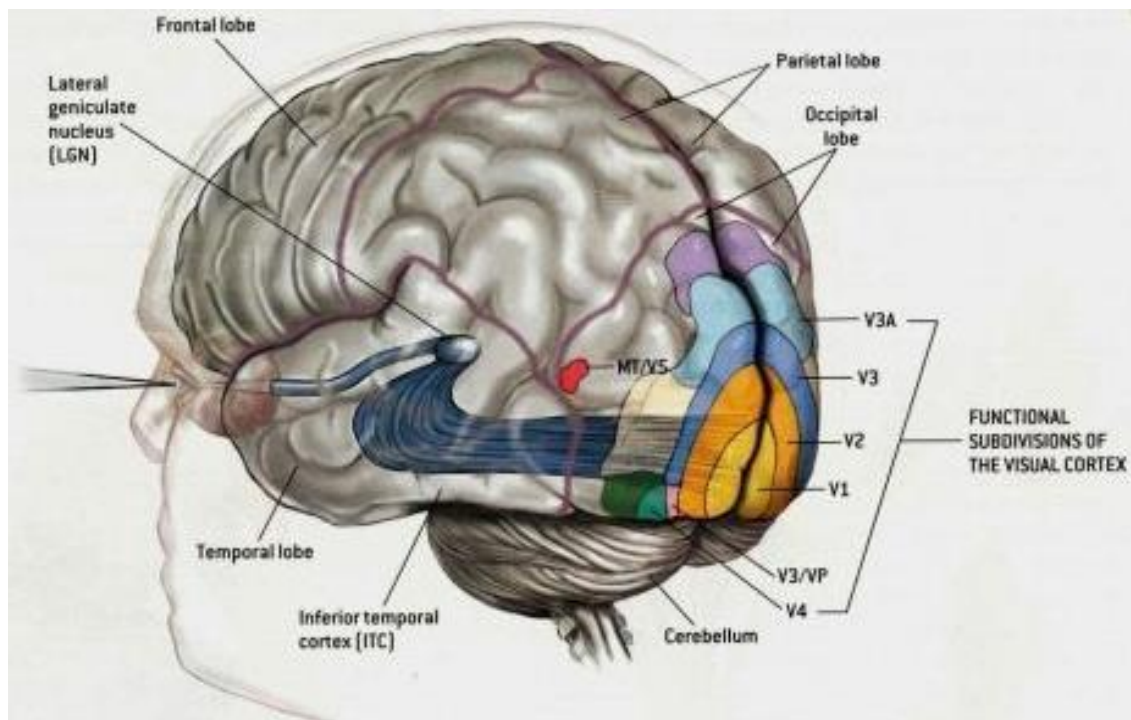
Η οπτική οδός εκτείνεται από τον αμφιβληστροειδή μέχρι τον εγκέφαλο. Το φως που προσπίπτει στον οφθαλμό, μέσω των διαθλαστικών μέσων, φυσιολογικά εστιάζει στον αμφιβληστροειδή. Εκεί, οι φωτοϋποδοχείς λαμβάνουν και μετατρέπουν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία σε ηλεκτρικό σήμα. Όλα τα σήματα των ραβδίων και των κωνίων προωθούνται μέσω των δίπολων κυττάρων στα γαγγλιακά κύτταρα. Από το σύνολο των γαγγλιακών αξόνων σχηματίζεται η κεφαλή του οπτικού νεύρου (οπτικός δίσκος). Μετά το ηθμοειδές πέταλο, οι ίνες γίνονται εμμύελες, το πάχος του νεύρου αυξάνεται, ενώ εξέρχεται μέσω του οπτικού τρίματος από τον κόγχο. Εν συνεχεία, πορεύεται στον υπαραχνοειδή χώρο στο έδαφος της 3^{ης} κοιλίας μέχρι να καταλήξει στο οπτικό χίασμα. Το οπτικό χίασμα είναι μια αποπλατυσμένη περιοχή διαστάσεων 12mm x 8mm όπου συναντώνται τα 2 οπτικά νεύρα. Λίγο περισσότερες από τις μισές ίνες του κάθε νεύρου χιάζονται: οι οπτικές νευρικές ίνες που προέρχονται από τον ρινικό αμφιβληστροειδή χιάζονται και συναντούν τις μη χιαζόμενες ίνες του άλλου Ο.Ν.(που προέρχονται από τον κροταφικό αμφιβληστροειδή του άλλου ματιού) και σχηματίζουν την οπτική ταινία.[18]. Επεξηγηματικά, η αριστερή ταινία θα περιέχει αχίαστες, κροταφικές, νευρικές ίνες από τον αριστερό βολβό και ρινικές, χιασμένες ίνες από τον δεξιό βολβό και έτσι λαμβάνουμε διόφθαλμη όραση. Το μέγιστο πλήθος των ινών των ταινιών, τερματίζουν σε μία από τις 6 στοιβάδες που διαθέτει το έξω γονατώδες σώμα. (Ένα 10% των ινών των ταινιών, παρακάμπτονται το γονατώδες σώμα και καταλήγουν στο μεσεγγέφαλο όπου σχετίζονται με τα οπτοκινητικά και τα αντανακλαστικά του φωτός). Σε αυτό το τμήμα του θαλάμου αντιπροσωπεύεται ο αμφιβληστροειδής σημείο προς σημείο, με τις χιασμένες ίνες να καταλήγουν στις στιβάδες 1,4,6 και τις μη χιασμένες στις 2,3,5.. Από τις νευρικές ίνες των στρωμάτων των έξω γονατοδών σωμάτων σχηματίζονται οι οπτικές ακτινοβολίες. Οι ίνες που εκφύονται από την κάτω μοίρα του έξω γονατώδους σώματος και αφορούν το κάτω οπτικό πεδίο, φέρονται σχεδόν αμέσως στον ινιακό λοβό, ενώ οι ίνες που εξυπηρετούν το άνω οπτικό πεδίο φέρονται πρώτα τοξοειδώς. Στον ινιακό λοβό συναντάμε τον οπτικό φλοιό με επίκεντρο την πληκτραία σχισμή. Άξονες που φέρουν πληροφορίες από ένα συγκεκριμένο μέρος του οπτικού πεδίου τερματίζουν σε μία τοποθεσία στον πρωτεύοντα οπτικό φλοιό που ανταποκρίνεται στην τοποθεσία που αντιστοιχεί στο οπτικό πεδίο.[19].

2.2 Διευκρινίσεις για την αντίληψη της όρασης

** Ο οπτικός φλοιός διαιρείται σε **πρωτεύοντα και δευτερεύοντα οπτικό φλοιό**. Στον πρωτεύοντα φλοιό που εντοπίζεται στο βάθος της πληκτραίας σχισμής προβάλλονται τα ερεθίσματα από την περιοχή της ωχράς (1/3 έκτασης αύλακας - δεν συνάδει με τον αριθμό των ινών που προέρχονται από την ωχρά). Αποτελεί το πρώτο επίπεδο επεξεργασίας της οπτικής πληροφορίας. Εκεί γίνεται και η επαναστροφή του ήδη ανεστραμμένου ειδώλου που έχει σχηματιστεί στον αμφιβληστροειδή. Ο δευτεροταγής οπτικός φλοιός περιβάλλει τον πρωτοταγή και είναι το 2^ο στάδιο οπτικής επεξεργασίας. Αφορά την αντίληψη σχήματος, την συνειρμική σύνδεση και γνώση ενός αντικειμένου και στην καθοδήγηση της κίνησης. Η συνδυαστική τους λειτουργία προσφέρει διόφθαλμη όραση (αν και τα οπτικά πεδία των 2 οφθαλμών δεν αλληλοκαλύπτονται πλήρως) αλλά και την τοποθέτηση των ερεθισμάτων στον χώρο και την απομνημόνευση για κάποια από αυτά.**[20]

** Η χρωματική ευαισθησία του οφθαλμού, δηλαδή η ικανότητά του να ξεχωρίζει τα χρώματα, οφείλεται στις διαφορετικές χρωμοευαίσθητες χρωστικές ουσίες, (φωτοχρωστικές), που περιέχουν τα ραβδία και τα κωνία.[21] Αν και μπορούμε να δούμε μια ποικιλία χρωμάτων , τρεις μόνο τύποι ραβδίων συνθέτουν αυτή την χρωματική παλέτα. **

** Η αιμάτωση της οπτικής οδού προέρχεται κυρίως από το χοριοειδικό πλέγμα της έσω καρωτίδας αρτηρίας και εγκεφαλική αρτηρία**



Εικόνα 7. Η οπτική οδός και τα τμήματα του οπτικού φλοιού (V1 περιοχή=πρωτοταγής οπτικός φλοιός, V2, V3 κ.ο.κ.=Δευτερεύων φλοιός) (<http://bethycotter.wdfiles.com>)

3. Παθολογία οφθαλμού και κόγχου

Θα ακολουθήσει στοιχειώδης περιγραφή και ανάλυση κάποιων παθολογικών καταστάσεων του οφθαλμού και του κόγχου, τις οποίες θα συναντήσουμε στο κύριο μέρος της εργασίας για την επιλογή κατάλληλης απεικονιστικής μεθόδου για την εκάστοτε πάθηση.

Παθολογία κόγχου

Κυτταρίτιδα κόγχου: Μόλυνση των μαλακών ιστών και του λιπώδους ιστού που συγκρατούν το βολβό του οφθαλμού εντός της κόγχης. Η λοίμωξη διαχωρίζεται σε «προδιαφραγματική» (πριν το κογχικό διάφραγμα), όπου έχει και καλύτερη πρόγνωση, και «οπισθοδιαφραγματική» που αν δεν αντιμετωπιστεί μπορεί να οδηγήσει σε άλλες παθήσεις ή και τύφλωση. [22]

Κάταγμα κόγχου: ο συνηθέστερος τύπος είναι το blow-out κάταγμα, που προκύπτει από τραυματισμό του κάτω και έσω τοιχώματος του κόγχου. Στο κάταγμα αυτό είναι δυνατόν να παγιδευτούν οι οφθαλμικοί μύες και παρακείμενοι ιστοί, περιορίζοντας σημαντικά την κινητικότητα του οφθαλμού και προκαλώντας διπλωπία.[23]

Όγκοι κόγχου: Πρόκειται για προεκτάσεις προϋπάρχοντως ιστού με καλοήγη (π.χ. σφραγγώδες αιμαγγείωμα) ή κακοήγη χαρακτήρα (λέμφωμα). Το συνηθέστερο σύμπτωμα είναι η πρόπτωση του οφθαλμού (εξόφθαλμος).

Θυροειδική οφθαλμοπάθεια: Είναι μια επιπλοκή της νόσου του Graves και αφορά αυτοάνοση παθολογία, όπου το ανοσοποιητικό σύστημα επιτίθεται στον θυροειδή του ασθενούς και εξελίσσεται ανεξαρτήτως της πορείας του θυροειδούς. Οι περιβολβικοί ιστοί προσβάλλονται (μύες, λίπος), ενώ προκαλείται και διόγκωση και φλεγμονή τους. Συχνά προκαλείται διπλωπία, «προεξέχοντες» οφθαλμοί (εξόφθαλμος), δυσφορία, οίδημα.[24]

Παθολογία δακρυϊκής συσκευής

Όγκοι δακρυϊκού αδένου: Το καρκίνωμα του αδένου αυτού είναι μια μάζα που παρουσιάζει μεγάλη θνησιμότητα. Η εξέλιξη είναι ταχεία, με ανάπτυξη εξόφθαλμου, περιορισμένη κίνηση βολβού όγκου και κάθοδο του βλεφάρου. [25]

Δακρυοκυστίτιδα: Μολυσματικής αιτιολογίας φλεγμονή του δακρυϊκού ασκού, εξαιτίας παρεμπόδισης της αποχέτευσης των δακρύων από τον ρινοδακρυϊκό πόρο.

Ξηροφθαλμία: Πολυπαραγοντική νόσος της οφθαλμικής επιφάνειας με χαρακτηριστική την απώλεια της ομοιόστασης του δακρυϊκού φίλμ. Οφείλεται είτε σε ανεπαρκή παραγωγή της υδάτινης στοιβάδας είτε σε εξάτμιση της. Η θεραπεία της ξηροφθαλμίας στοχεύει στην αντιμετώπιση της γενεσιουργού αιτίας, ενώ

συμπληρωματικά ο ασθενής λαμβάνει τεχνητά δάκρυα και χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή με την υγιεινή .

Παθολογία κερατοειδούς

κερατίτιδα: φλεγμονή του κερατοειδούς με επακόλουθο πόνο, θολή όραση, δακρύρροια, φωτοευαισθησία, ερυθρότητα και αίσθηση ξένου σώματος. Μπορεί να οφείλεται σε ιό (π.χ. έρπητα ζωστήρα), παράσιτο, βακτήριο, αλλά και τραύμα , έντονη έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία ή παρατεταμένη χρήση φακών επαφής.

Κερατόκωνος: Αμφοτερόπλευρη, μη συμμετρική κερατεκτασία κατά την οποία κερατοειδής λεπταίνει και αλλάζει ακτίνα καμπυλότητας , οδηγώντας σε ανώμαλο αστιγματισμό, μυωπία και φωτοευαισθησία. Είναι αγνώστου αιτιολογίας, αν και συχνά ενοχοποιούνται γενετικοί, ορμονικοί και περιβαλλοντικοί παράγοντες (π.χ. τρίψιμο οφθαλμών).

παθολογία ίριδας: (*πρόσθια ραγοειδίτιδα*): φλεγμονή της ίριδας αγνώστου αιτιολογίας, συνδεδεμένη με αυτοάνοσα νοσήματα, τραύμα, χειρουργείο και λοιμώδη νοσήματα.

Μελάνωμα χοριοειδούς: Ο συχνότερος ,κακοήθης ,ενδοφθάλμιος όγκος στους ενήλικες. Είναι συνήθως ασυμπτωματικό και ανευρίσκεται τυχαία κατά την εξέταση. Λόγω της υψηλής κακοήθειάς του απαιτεί συνεχή παρατήρηση και θεραπεύεται με laser φωτοπηξία, ακτινοθεραπεία, ακόμη και εξόρυξη του βολβού.

καταρράκτης: Ονομάζεται η θόλωση του φακού, μετά από συσσώρευση πρωτεϊνών στον φακό που παρεμποδίζουν την διάθλαση των ακτινών και οδηγούν σε θολή όραση, αχνά χρώματα , άλω και κακή νυκτερινή όραση. Μπορεί να είναι συγγενής ή επίκτητος (τραύμα, ακτινοβολία, μετά από επέμβαση). [26]

Παθολογία Υαλώδους σώματος

Αποκόλληση: Ηλικιακή αλλοίωση της γέλης του υαλοειδούς που διαχωρίζεται σε συμπαγές και ρευστό τμήμα , με το πρώτο να αποκολλάται από τον αμφιβληστροειδή (δύσκολη αποκόλληση στην περιοχή της ωχράς→ οπή ωχράς). Η καθ' εαυτή αποκόλληση δεν απαιτεί θεραπεία εάν δεν συνυπάρχει παθολογία του αμφιβληστροειδούς (ρωγμή, αποκόλληση).

Αιμορραγία: προκαλείται είτε από ρήξη αγγείων του αμφιβληστροειδούς είτε από διατιτραίνον τραύμα. Αιωρούμενες κηλίδες και στίγματα έως μεγάλη απώλεια όρασης την χαρακτηρίζουν , με μειωμένη ή απύσχα ερυθρή αντανάκλαση.

Ενδοφθαλμίτιδα: Βαριά φλεγμονή όλου του εσωτερικού του βολβού. Μπορεί να προκληθεί εξωγενώς , από τραύμα ή μετεγχειρητικά ή ενδογενώς, από διασπορά προϋπάρχουσας λοίμωξης. [27]

Παθήσεις Ωχράς Κηλίδας

Ηλικιακή εκφύλιση ωχράς (Η.Ε.Ω.): Είναι μια πάθηση που προκαλεί προοδευτική απώλεια της κεντρικής όρασης και αποτελεί μια από τις κυριότερες αιτίες μείωσης οπτικής οξύτητας. Υπάρχουν 2 τύποι:

- Ξηρή: Η πιο συνηθισμένη και με αργή εξέλιξη. Μεταβολικά υποπροϊόντα παγιδεύονται μεταξύ μελάγχρου επιθηλίου και χοριοειδούς και δημιουργούν τα Drusen της ωχράς. Δεν υπάρχει αποτελεσματική θεραπεία.

-Υγρή: Αν και είναι πιο επιθετική και ταχέως εξελισσόμενη, επιδέχεται θεραπεία αλλά μόνο για σταθεροποίηση της όρασης. Η θόλωση και η μείωση της οπτικής οξύτητας είναι αποτέλεσμα διαρροής υγρού και αίματος από παθολογικά νεοαγγεία κάτω από την ωχρά.[28]

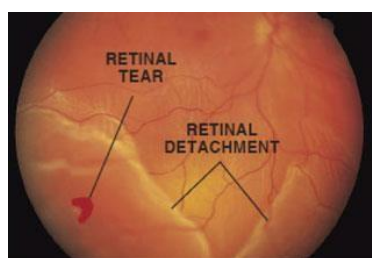
Κεντρική ορώδης αμφιβληστροειδοπάθεια: Αγνώστου αιτιολογίας διαρροή υγρού από χοριοειδικά τριχοειδή αγγεία που οδηγεί σε αποκόλληση στην περιοχή της ωχράς.

Διαβητική Ωχροπάθεια: Επιπλοκή του σακχαρώδους διαβήτη που οδηγεί σε οίδημα στην περιοχή της ωχράς με προοδευτική απώλεια όρασης. Παρατηρούνται μικρο-αιμορραγίες και εξιδρώματα (σκληρές, κιτρινωπές εναποθέσεις) στην ωχρά.[29].

Παθήσεις αμφιβληστροειδούς

Ρετινοβλάστωμα: Ο πιο συχνός , πρωτοπαθής, ενδοφθάλμιος όγκος στα παιδιά. Είναι μια κακοήθης νεοπλασία του αμφιβληστροειδούς που μπορεί να επεκταθεί σε όλο το μάτι (αποκόλληση/νέκρωση αμφιβληστροειδούς, ενδοφθαλμίτιδα, κυτταρίτιδα κ.α.). Σε ένα τέτοιο μάτι θα διαπιστώσουμε λευκοκορία ή παθολογική ερυθρή αντανάκλαση. [30]

Ρωγμή – Αποκόλληση: η αποκόλληση του αμφιβληστροειδούς συνήθως είναι επακόλουθη της μη “επιτυχούς” αποκόλλησης του υαλοειδούς. Ορισμένες φορές, όπως αποκολλάται το υαλοειδές, σχίζει σε ένα ή περισσότερα σημεία του αμφιβληστροειδή. Υαλοειδικό υγρό μπορεί να διεισδύσει από την ρωγμή και σταδιακά να αποκολλά το μελάγχρον επιθήλιο από τον ιδίως χιτώνα.



Εικόνα 8.Ρωγμή και αποκόλληση αμφιβληστροειδούς(<http://www.laser4myopia.gr>)

παθολογία αγγείων αμφιβληστροειδούς : η αιμάτωση του ιδίως αμφιβληστροειδή πραγματοποιείται από την κεντρική αρτηρία του αμφιβληστροειδούς, κλάδος της οφθαλμικής αρτηρίας από την έσω καρωτίδα, ενώ η φλεβική αποχέτευση με την κεντρική φλέβα του αμφιβληστροειδούς. Και η αρτηρία και η φλέβα δίνουν από 4 κλάδους . Η βλάβη που προκαλείται στο οπτικό πεδίο και την απώλεια όρασης είναι ανάλογη της περιοχής που έχει προβληματική αιμάτωση.



Εικόνα 9 και Εικόνα 10. Απόφραξη φλέβας και αρτηρίας αμφιβληστροειδούς (<https://sinapiseye.gr>)

Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια: η Κυριότερη αιτία τύφλωσης ,ως συνέπεια του σακχαρώδους διαβήτη. Ξεκινώντας από την μη παραγωγική (δημιουργία ανευρυσμάτων) , οδηγούμαστε στην προ παραγωγική (μικροαγγειακή απόφραξη) και καταλήγουμε στην παραγωγική (αιμορραγίες και νέα αγγεία). [31]

Μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια: Κληρονομική πάθηση με εκφυλιστική δράση των φωτοϋποδοχέων. Στοχεύει κυρίως στα ραβδία, οπότε τα χαρακτηριστικά της είναι η νυκταλωπία, η χαμηλή περιφερειακή όραση-περιορισμός του οπτικού πεδίου. [32]

Παθήσεις Οπτικού νεύρου:

Ατροφία Οπτικού Νεύρου : Μπορεί να εμφανιστεί και στην παιδική ηλικία, αλλά και στην ενήλικη ζωή ξαφνικά και μη αναστρέψιμα.. Προκύπτει από όγκο που πιέζει το Ο.Ν., από τραύμα ή μειωμένη αιμάτωση του .

Γλαύκωμα: είναι μια ομάδα ασθενειών που έχουν ως κοινό χαρακτηριστικό την προσβολή του οπτικού νεύρου με συνοδή απώλεια οπτικού πεδίου, με ή χωρίς μεταβολή της ενδοφθάλμιας πίεσης (ΕΟΠ). Η πραγματική αιτία που το γλαύκωμα προκαλεί τον θάνατο των γαγγλιακών κυττάρων δεν έχει ακόμη εντοπιστεί. Ανάλογα με τον τρόπο εμφάνισης κατατάσσεται σε **συγγενές** και **επίκτητο**. Με βάση την γωνία του προσθίου θαλάμου η ταξινόμηση του γλαυκώματος είναι:

A)Γλαύκωμα ανοιχτής γωνίας

-Πρωτοπαθές **γλαύκωμα ανοιχτής γωνία**: **Χρόνιο γλαύκωμα**-αποτελεί την συχνότερη μορφή όλων των τύπων γλαυκώματος. Η ΕΟΠ είναι αυξημένη (> 21 mmHg), η γωνία του προσθίου θαλάμου ανοιχτή, χωρίς κανένα σύμπτωμα.

-**Γλαύκωμα φυσιολογικής πίεσης:** Βλάβη στο ΟΝ και ευρήματα στο οπτικό πεδίο σε συνδυασμό με φυσιολογική ΕΟΠ.

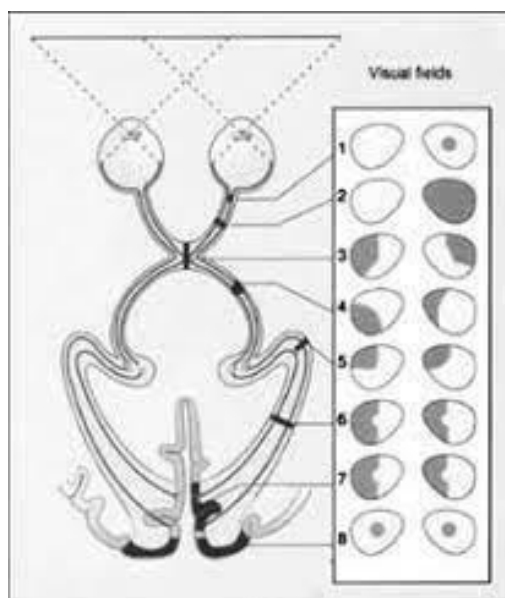
-Δευτεροπαθές γλαύκωμα ανοιχτής γωνίας .

Β)Γλαύκωμα κλειστής γωνίας

- Πρωτοπαθές ή δευτεροπαθές γλαύκωμα κλειστής γωνίας με σχετικό κορικό αποκλεισμό: **Οξύ γλαύκωμα κλειστής γωνίας** προκύπτει από αιφνίδιο αποκλεισμό της γωνίας του πρόσθιου θαλάμου . Η ΕΟΠ αυξάνεται κατακόρυφα (έως και 70 mmHg).

Πρωτοπαθές ή Δευτεροπαθές χρόνιο **γλαύκωμα κλειστής γωνίας χωρίς σχετικό κορικό αποκλεισμό:** Έχουμε αβαθή πρόσθιο θάλαμο και η ΕΟΠ μπορεί να είναι φυσιολογική ή αυξημένη.[33]

Βλάβες της οπτικής οδού: Τραύματα, ατροφία, ανευρύσματα ή όγκοι (συνήθως της υπόφυσης) που πιέζουν , κατά μήκος της οπτικής οδού ή στον εγκέφαλο, προκαλούν εκπτώσεις στο οπτικό πεδίο, ανάλογης βαρύτητας με την έκταση της βλάβης. Βλάβη του ινιακού λοβού μπορεί να οδηγήσει σε οπτοκινητικές διαταραχές και διαταραχή προσανατολισμού, οπτική αγνωσία και μεταμορφοψία, ψευδαισθήσεις και ψυχικές διαταραχές.[34].



Εικόνα 11. Έκπτωση οπτικών πεδίων αναλόγως σημείου βλάβης οπτικής οδού(<http://www.eyenet.gr>)

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

II. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ

Με τον όρο «απεικόνιση» ,στην οφθαλμολογία, αναφερόμαστε στις μεθόδους που επιτρέπουν την μη επεμβατική αναπαράσταση της εσωτερικής δομής και λειτουργίας του οφθαλμού και του κόγχου. Η δισδιάστατη ή τρισδιάστατη εικόνα που θα προκύψει είναι αποτέλεσμα αλληλεπίδρασης κάποιας μορφής ενέργειας με τον προς παρατήρηση ιστό . Από αυτήν την εικόνα μπορούμε να λάβουμε πληροφορίες τόσο για την ανατομία και την φυσιολογία, αλλά και για παθολογικές καταστάσεις και μεταβολική δραστηριότητα.[35]

Η πρώτη προσπάθεια απεικόνισης της ανατομίας του οφθαλμού πραγματοποιήθηκε στις αρχές του 20ου αιώνα. Πρόκειται για τη λεγόμενη μονοχρωματική φωτογράφιση του βυθού (fundus) του ματιού. Με τη συγκεκριμένη μέθοδο λαμβάνονται κοινές φωτογραφίες του οφθαλμού με χρήση κατάλληλων φίλτρων αποκοπής συχνοτήτων, ώστε να αποτυπώνονται στο φωτογραφικό φιλμ οι περιοχές ενδιαφέροντος του βυθού με μεγαλύτερη ευκρίνεια.

Για να μπορεί μια μορφή ενέργειας να χρησιμοποιηθεί για ιατρική απεικόνιση, θα πρέπει να μπορεί να διαπεράσει το ανθρώπινο σώμα και να απορροφηθεί τμηματικά από τους ιστούς ή να διασκορπιστεί απ' αυτούς ή να προκαλέσει την εκπομπή μιας άλλης μορφής ενέργειας. Διαφοροποιήσεις στο είδος της ενέργειας επιφέρουν και διαφορές στην εικόνα που θα λάβουμε.[36]

Σε αυτή την ενότητα θα αναλυθούν οι κυριότερες απεικονιστικές τεχνολογίες που χρησιμοποιούμε στην οφθαλμική απεικόνιση και οι αρχές που τις διέπουν.

Ονομαστικά έχουμε: κλασική ακτινογραφία, η αξονική τομογραφία, η απεικόνιση με χρήση ραδιοϊσοτόπων, η μαγνητική τομογραφία , υπερηχοτομογραφίες, οπτική τομογραφία συνοχής, μεθόδους που στηρίζονται στην αξιοποίηση φθορισμού καθώς και μεθόδους που περιλαμβάνουν την χρήση κάμερας και μικροσκόπια.

1. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ X

Απλή ακτινογραφία

Γενικά στοιχεία- ιστορική αναδρομή

Η κλασική ακτινογραφία είναι απεικονιστική μέθοδος διαγνωστικού σκοπού, που κάνει χρήση ακτινοβολίας X.[37]. Λαμβάνουμε δισδιάστατη προβολή τρισδιάστατου τμήματος του σώματος με βάση την απορρόφηση των ακτίνων X από τους ιστούς. Για περισσότερο από μισό αιώνα αποτέλεσε την μόνη διαγνωστική-απεικονιστική μέθοδο, και εξακολουθεί έως σήμερα να είναι η δημοφιλέστερη λόγω του μικρού κόστους και της εύκολης χρήσης. Η πρώτη ιατρική εφαρμογή χρονολογείται στο 1896 όπου έγινε η πρώτη χειρουργική επέμβαση με καθοδήγηση ακτινογραφίας, με την εισαγωγή της και στην οφθαλμολογία να τοποθετείται στο 1912. Από το 1895 όπου ο Γερμανός, φυσικός Βίλχελμ Ρέντγκεν "φωτογράφησε" για πρώτη φορά με ακτίνες X το χέρι της συζύγου

του μέχρι σήμερα, η ακτινογραφία έχει προσφέρει σημαντικό έργο, αν και σταδιακά, με την εμφάνιση πιο εξελιγμένων τεχνολογιών, η εφαρμογή της χάνει έδαφος στις προτιμήσεις των ιατρών όταν το ζητούμενο είναι τρισδιάστατη απεικόνιση και η ανάγκη εκτίμησης βάθους.

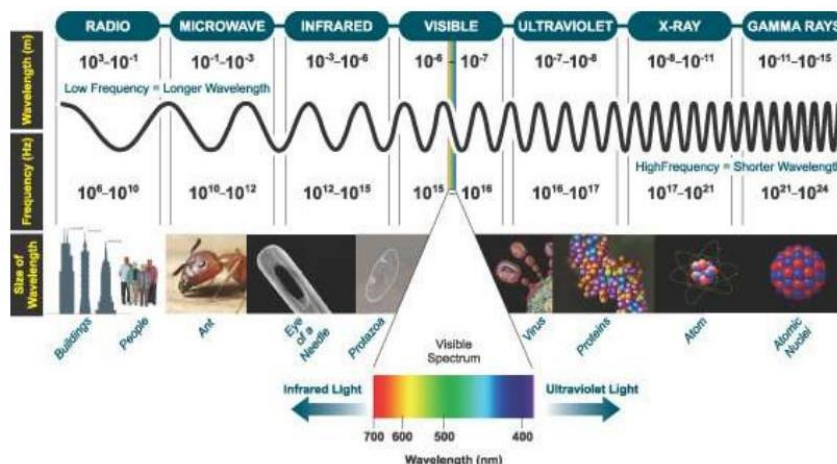


Εικόνα 12. Η πρώτη "ιατρική" ακτινογραφία του χεριού της συζύγου του Ρέντγκεν(www.mixanitouxronou.gr)

Φύση ακτινών X

Με τον όρο «ακτινοβολία» εννοούμε την εκπομπή ενέργειας, είτε με σωματιδιακή μορφή, είτε με μορφή ηλεκτρομαγνητικού (Η/Μ) κύματος[38]. Ενώ η σωματιδιακή ακτινοβολία περιλαμβάνει κινούμενα υποατομικά σωματίδια υψηλής ενέργειας (π.χ. ηλεκτρόνια, πρωτόνια), η δεύτερη μορφή ακτινοβολίας αφορά ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία κάθετα μεταξύ τους, που μεταβάλλονται στον χώρο και τον χρόνο ανεξαρτήτως μέσου διάδοσης (φέρει δηλαδή χαρακτηριστικά κύματος).

Το Η/Μ φάσμα περιέχει ένα εύρος μηκών κύματος, τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα. Το μήκος κύματος, η συχνότητα και η ενέργεια υποδιαιρούν σε κατηγορίες αυτό το φάσμα.



Εικόνα 13. Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα. (www.gskalios.gr)

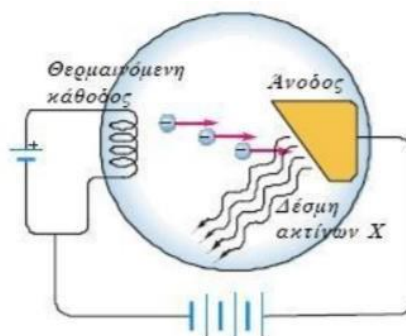
Επομένως οι ακτίνες X είναι μέρος του Η/Μ φάσματος με μήκη κύματος που κυμαίνονται από 10^{-8} m- 10^{-12} m και ενέργεια που μετριέται σε eV. Ο τύπος της ενέργειάς τους είναι ικανός να προκαλέσει ιοντισμό ("φορτισμένα" άτομα) , δηλαδή μπορούν να διαπεράσουν ύλη και να προκαλέσουν μεταβολές στους μοριακούς δεσμούς των ηλεκτρονίων, κάτι που μπορεί να έχει σοβαρές επιπτώσεις σε ζώντα οργανισμό.

Παραγωγή ακτίνων X

Η "παραδοσιακή" μέθοδος παραγωγής ακτίνων X βασίζεται στον βομβαρδισμό υλικού από ηλεκτρόνια υψηλής ταχύτητας, με μέσο παραγωγής συνήθως την «Λυχνία ακτίνων X» .Πλέον, χρησιμοποιείται για ειδικούς σκοπούς (κυρίως ερευνητικούς) ακτινοβολία που παράγεται από την «ακτινοβολία του συγχροτρονίου» (παράγεται από επιταχυντές σωματιδίων), η οποία αν και είναι πιο αποδοτική στην ποιότητα και την ποσότητα που παράγει, απαιτεί ειδική εγκατάσταση και χειρισμό για την παραγωγή της.

Λυχνία ακτίνων X:

Ξεκινάμε με έναν εκκενωμένο θάλαμο ο οποίος χρησιμοποιώντας υψηλή τάση ρεύματος επιταχύνει τα ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται από μια κάθοδο (θερμαινόμενο νήμα βολφραμίου). Τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια προσπέφτουν σε ένα μεταλλικό στόχο , την άνοδο, δημιουργώντας έτσι φωτόνια ακτίνων X[39]. Αναλόγως την εφαρμογή, διαφοροποιείται το υλικό του μεταλλικού στόχου (συνήθως βολφράμιο ή βολφράμιο με ρίνιο) και η ασκούμενη διαφορά δυναμικού στον θάλαμο (15-150 kV) και έτσι λαμβάνουμε ένα εύρος μηκών κύματος ακτινοβολίας X. Πρέπει να σημειωθεί ότι η διαφορά δυναμικού στη λυχνία πρέπει να παραμένει συνεχής, προερχόμενη από εναλλασσόμενη τάση μιας γεννήτριας[40]. Η μέγιστη ενέργεια ενός παραγόμενου φωτονίου περιορίζεται από την ενέργεια του προσπίπτοντος ηλεκτρονίου στον μεταλλικό στόχο, η οποία ισούται με την τάση που ασκείται στα ηλεκτρόδια (άνοδος-κάθοδος) του θαλάμου. Επομένως, από μια διαφορά δυναμικού 90kV δεν μπορεί να90 παραχθεί φωτόνιο με ενέργεια ανώτερη των 90keV.

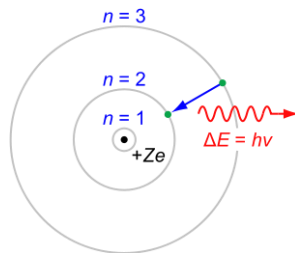


Εικόνα14. Συσκευή παραγωγής ακτίνων X(Φυσική γενικής παιδείας γ' λυκείου, 2018)

Τρόποι παραγωγής:

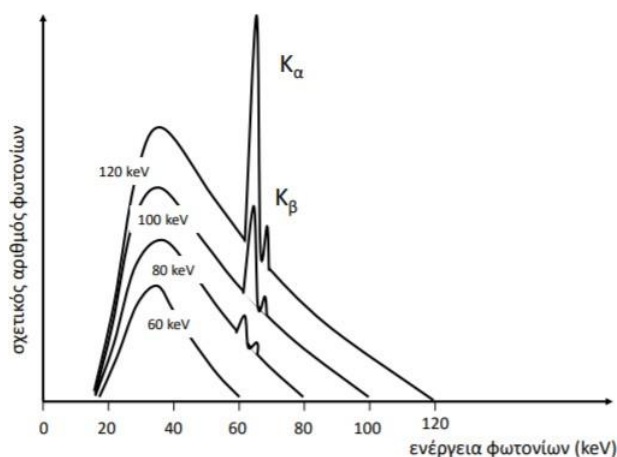
Όταν τα ταχέως κινούμενα ηλεκτρόνια προσπέσουν στον μεταλλικό στόχο, δύο είναι τα επακόλουθα φαινόμενα από τα οποία θα παραχθούν οι ακτίνες X.[41]

1. Από την αλληλεπίδραση του πυρήνα του ατόμου του στόχου με τα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια, τα δεύτερα θα αποβάλλουν ενέργεια και έτσι θα προκύψει η «ακτινοβολία πέδησης» (Bremsstrahlung), η οποία εκπέμπει σε συνεχές φάσμα.
2. Εάν ένα ηλεκτρόνιο έχει αρκετή ενέργεια, μπορεί να εκδιώξει ένα ηλεκτρόνιο από τις εσωτερικές στοιβάδες του ατόμου-στόχου. Μετά από αυτό, καθώς ένα ηλεκτρόνιο από τις εξωτερικές στοιβάδες θα καταλάβει τη θέση του ηλεκτρονίου που αποσπάστηκε, θα εκπεμφθεί φωτόνιο ακτίνων X και έτσι θα λάβουμε την «χαρακτηριστική ακτινοβολία» με γραμμικό φάσμα εκπομπής σε συγκεκριμένη συχνότητα.



Εικόνα 15. Μετάπτωση ηλεκτρονίου (μπλέ βέλος) -εκπομπή ενέργειας (κόκκινο βέλος) (www.ggkalios.gr)

Έτσι, κάθε διαφορετικό υλικό στόχου δίνει μαζί με το συνεχές φάσμα των ακτίνων X και επιπλέον φωτόνια ακτίνων X με συγκεκριμένη, χαρακτηριστική ενέργεια, που οφείλονται σε μετάπτωση ηλεκτρονίου για κάλυψη σπής σε εσωτερικό φλοιό. Αυτά τα φωτόνια χαρακτηριστικής ενέργειας εμφανίζονται ως γραμμές στο παρακάτω συνεχές φάσμα των ακτίνων X που προέρχεται από την πέδηση των ηλεκτρονίων και αποτελούν το γραμμικό φάσμα ακτίνων X (περίπτωση που ο στόχος είναι βολφράμιο)



Εικόνα 16. Συνεχές και γραμμικό φάσμα ακτίνων X για διαφορετικές τιμές αρχικής ενέργειας.(40)

Καμία από τις 2 μεθόδους δεν είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική στην παραγωγή, καθώς μόνο το 1% της ενέργειας που εισέρχεται στον θάλαμο εξέρχεται ως ακτινοβολία X, με την υπόλοιπη ενέργεια να απελευθερώνεται ως θερμότητα.

Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας με ύλη

Όταν ακτίνες X προσπέσουν σε βιολογικό ιστό, υπάρχουν 5 επακόλουθα πιθανά σενάρια:

1. καμία αλληλεπίδραση
2. απελευθέρωση θερμότητας
3. φωτοηλεκτρικό φαινόμενο
4. ανελαστική σκέδαση Compton (η συνηθέστερη αλληλεπίδραση ακτίνων X στην ιατρική απεικόνιση)
5. ελαστική σκέδαση Rayleigh.

Η εξασθένιση της δέσμης των ακτίνων και η διέλευσή της από βιολογικούς ιστούς μεταβάλλεται εκθετικά και εξαρτάται από την ένταση της προσπίπτουσας δέσμης, το βάθος διείσδυσης και τον συντελεστή εξασθένισης του ιστού. Η διεισδυτικότητα της δέσμης των ακτίνων εξαρτάται από το είδος τους:

-σκληρές ακτίνες X: 10^{-10} - 10^{-12} nm , ενέργειας >12 keV

-μαλακές ακτίνες X: 10^{-8} – 10^{-10} nm, ενέργειας <12 keV

Μεγαλύτερη διεισδυτική ικανότητα παρουσιάζουν οι σκληρές ακτίνες , ενώ οι μαλακές απορροφούνται από τους μαλακούς ιστούς. Συγκεκριμένα, φωτόνια ενέργειας <26 keV απορροφούνται πλήρως.

Όπως προαναφέρθηκε, η ακτινοβολία X προκαλεί ιονισμό στα άτομα των ιστών που συναντά και μπορεί να καταστεί ιδιαίτερα επιβλαβής. Η απορρόφηση ακτινοβολίας X, όσο μικρή και αν είναι , αν εστιαστεί σε συγκεκριμένα σημεία επιδρά αρνητικά. Ιδιαίτερη επιρροή φαίνεται να έχει στον μυελό των οστών, στο DNA των χρωμοσωμάτων, στο δέρμα, στο γαστρεντερικό σύστημα στον οφθαλμό. Επίσης έχει ενοχοποιηθεί για καρκινογένεση , μεταλλάξεις και την στοχοποίηση της υγείας του εμβρύου, εάν εκτεθεί έγκυος γυναίκα[42].

Αξίζει να αναφερθεί πως με μια ακτινογραφική εξέταση , ο οργανισμός εκτίθεται σε περίπου τόση ακτινοβολία όση λαμβάνει ο μέσος άνθρωπος ετησίως λόγω υποβάθρου.

Επιπτώσεις στον οφθαλμό-προφύλαξη

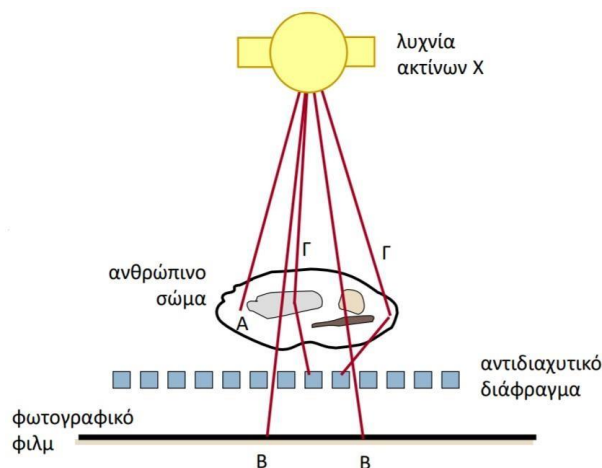
Η υψηλή ή παρατεταμένη έκθεση σε ακτίνες X μπορεί να οδηγήσει σε ξηροφθαλμία και σε καταρράκτη. Ειδικός εξοπλισμός, μόνωση (π.χ. με μόλυβδο), ο χρόνος έκθεσης και η απόσταση από την πηγή μπορούν να εξασφαλίσουν ασφάλεια

απέναντι στην έκθεση. Επίσης, κατά την ακτινογραφική απεικόνιση, ειδικό φίλτρο αποκόβει τις «μαλακές» ακτίνες X που απορροφούνται από μαλακούς ιστούς.

Διεξαγωγή προβολικής απεικόνισης

Οι ακτίνες χ παράγονται από την λυχνία X, διαπερνούν το προς εξέταση σώμα, απορροφούνται διαφορετικά από διαφορετικούς ιστούς, και οι ακτίνες που εξέρχονται ανιχνεύονται/ αποτυπώνονται στο ακτινογραφικό φιλμ. Ένα ακτινογραφικό σύστημα αποτελείται από:

- Μια κεφαλή: περιλαμβάνει την λυχνία ακτίνων X και ένα κιβώτιο διαφραγμάτων, αποτελούμενο από 2 ζεύγη μεταβαλλόμενων πλακών. Αυτά τα διαφράγματα καθορίζουν το επιθυμητό πεδίο ακτινοβολίας και το προβάλλουν στο σώμα του ασθενούς σαν «στόχο».
- Γεννήτρια υψηλής τάσης
- Κονσόλα χειρισμού, για ρύθμιση ενέργειας, ανατομικής τεχνικής, χρόνου έκθεσης (0.5-2 δευτερόλεπτα)κ.α.
- Εξεταστική τράπεζα(οριζόντια, κάθετα ή πλαγίως του δαπέδου, αναλόγως του τμήματος του σώματος που χρειάζεται να ακτινοβοληθεί)
- Αντιδιαχυτικά διαφράγματα(Bucky): λωρίδες μολύβδου εναλλασσόμενες με λωρίδες οργανικού υλικού που απορροφούν την σκεδαζόμενη ακτινοβολία(προκύπτει από σκέδαση της πρωτογενούς ακτινοβολίας μέσα στον προς εξέταση οργανισμό) που υποβαθμίζει την ποιότητα της εικόνας, και επιτρέπει την δίοδο της πρωτογενούς δέσμης που θα μας δώσει και τις ανατομικές πληροφορίες που αναζητούμε. Τοποθετούνται πριν τους ανιχνευτές.
- Ανιχνευτές: Φωτογραφικό φιλμ με ενισχυτικές πινακίδες. Το φωτογραφικό γαλάκτωμα που καλύπτει τη βάση του ακτινογραφικού φιλμ είναι περισσότερο ευαίσθητο στο φως παρά στις ακτίνες X. Έτσι, με την χρήση ενισχυτικής πινακίδας, η ακτινοβολία μετατρέπεται σε ορατό φως, με το φαινόμενο του φθορισμού και σχηματίζεται η λανθάνουσα εικόνα.



Εικόνα 17. Διεξαγωγή ακτινογραφίας(35)

Η διαφορά στην απεικόνιση των ιστών οφείλεται στον διαφορετικό συντελεστή απορρόφησης για ακτίνες Χ. Τα οστά συνιστώνται από στοιχεία (π.χ. ασβέστιο) που απορροφούν περισσότερη ακτινοβολία από τα στοιχεία των μαλακών ιστών (π.χ. άνθρακας, άζωτο), οπότε τα πρώτα αποτυπώνονται πιο φωτεινά, με τον αέρα να μην απορροφά ακτινοβολία και να προβάλλεται μαύρος.

Η ποιότητα της παραγόμενης εικόνας αξιολογείται με:

- Την αντίθεση: δυνατότητα διάκρισης των δομών που διαφέρουν λίγο (ουσιαστικά η διαφορά πυκνότητας).Εξαρτάται από την αντίθεση θέματος.
- Αντίθεση θέματος: η διαφορά της έντασης 2 γειτονικών περιοχών λόγω διαφορετικής εσωτερικής εξασθένησης .Εξαρτάται από το πάχος και το είδος του ιστού, την ενέργεια των φωτονίων και τη χρήση σκιαγραφικού(η έγχυση σκιαγραφικού σε συγκεκριμένη περιοχή αυξάνει την απορρόφηση ακτινοβολίας).
- Ασάφεια:“θόρυβος” ο οποίος εμποδίζει την καταγραφή των ορίων των δομών, είτε γιατί παρεμβάλλεται άλλη δομή, είτε λόγω δευτερευούσης ακτινοβολίας, είτε λόγω κίνησης[43].

Εφαρμογές στον οφθαλμό

Αφού αφαιρεθούν κοσμήματα ή αντικείμενα που θα μπορούσαν να επηρεάσουν την ποιότητα της εικόνας,[44] η ακτινοβολία εστιάζεται στο κρανίο, με τον ασθενή σε ορθή θέση , να βλέπει προς το ακτινογραφικό φιλμ (έχει την κεφαλή πίσω του) και το σαγόνι σταθεροποιημένο.[45]

Με την ακτινογραφία κόγχων ερευνούμε για κατάγματα των οστών, αλλοιώσεις στην δομή του κόγχου (π.χ. οστική πυκνότητα)και το σχήμα, μεταβολές στο οπτικό



Εικόνα 18. Ξένο σώμα στον οφθαλμό(46)

κανάλι, έλεγχο των παραρρινίων κόλπων και ξένα σώματα που έχουν εισχωρήσει στο μάτι. [46]. Δεν χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στις μέρες μας , καθώς με την δυσδιάστατη προβολή τρισδιάστατης δομής προκύπτει υπέρθεση (η μια δομή αποτυπώνεται πάνω

σε άλλη). Επίσης, η ευαισθησία σε μικρές διαφορές της εξασθένισης των ακτινών είναι χαμηλή, οπότε μειώνεται και η ανάλυση αντίθεσης.



Εικόνα 19. Ασβεστοποίηση (44)



Εικόνα 20. Κάταγμα εδάφους κόγχου(44)

Υπολογιστική τομογραφία ακτίνων Χ(Αξονική τομογραφία-CT)

Γενικά στοιχεία

Το μειονέκτημα της υπέρθεσης που συνοδεύει την ακτινογραφία (δηλαδή την αλληλοεπικάλυψη ανατομικών μορφωμάτων), ήρθε να επιλύσει η αξονική τομογραφία ως εξέλιξή της[47]. Δυο αρχές διέπουν την φύση της CT: η λήψη εικόνων περιμετρικά/πλευρικά του ασθενούς ανακατασκευάζουν μια 2D ή 3D εικόνα συνδυάζοντας πολλαπλές x-ray προβολές και η μέτρηση της διαφορετικής απορρόφησης που παρουσιάζουν στις ακτίνες X οι ιστοί, αφού ακτινοβοληθούν , και μετατρέπονται σε χρωματικές κλίμακες του γκρι[48].

Το 1967 χρησιμοποιήθηκε η τεχνική ανακατασκευής εικόνας στην ιατρική για πρώτη φορά, για χρήση σε εξέταση εγκεφάλου (G.N.Hounsfield) και το 1974 κατασκευάστηκε ο πρώτος υπολογιστικός τομογράφος για όλο το σώμα (R.Ledley), αν και σαν ιδέα η ανακατασκευή εικόνων προβολικής ακτινογραφίας εφαρμόστηκε το 1938.

Με τον όρο «τομογραφία» εννοούμε την ακτινογραφική τεχνική απεικόνισης εγκάρσιων διατομών ενός επιπέδου του αντικειμένου που ακτινογραφούμε (οριζόντιες "φέτες" μικρού πάχους).

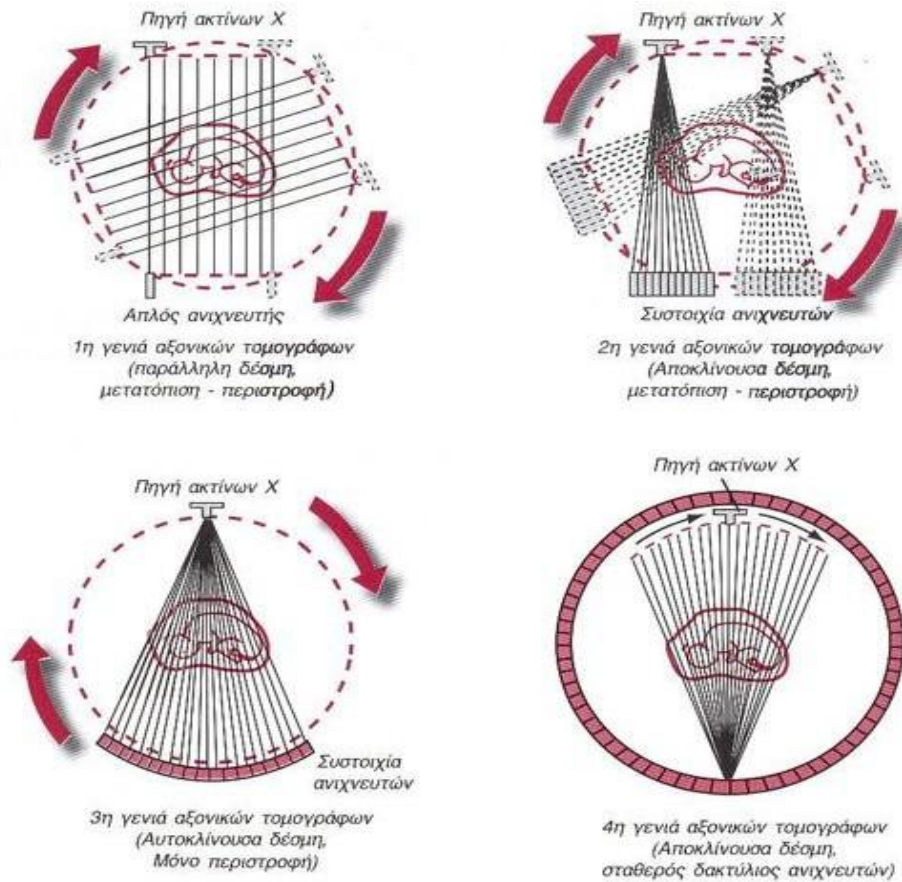


Εικόνα 21. Σύγχρονος Αξονικός τομογράφος(<https://amimaging.com>)

Σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας

Από την πρώτη γενιά υπολογιστικών τομογράφων έως σήμερα, έχει βελτιωθεί τόσο ο χρόνος, όσο και η τεχνική σάρωσης (αρχικά γραμμική δέσμη ακτίνων Χ με χρόνο 5 λεπτών για μια τομή). Οι τομογράφοι που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι αυτοί της 3ης και 4ης γενιάς, με την διαφορά τους να έγκειται στην διάταξη των ανιχνευτών (σταθερή κυκλική διάταξη στην τελευταία, ενώ τοξοειδής, περιστρεφόμενη στην πρώτη). Ο χρόνος λήψης για μια τομή ποικίλει από 0.5 έως 5 δευτερόλεπτα, ο αριθμός

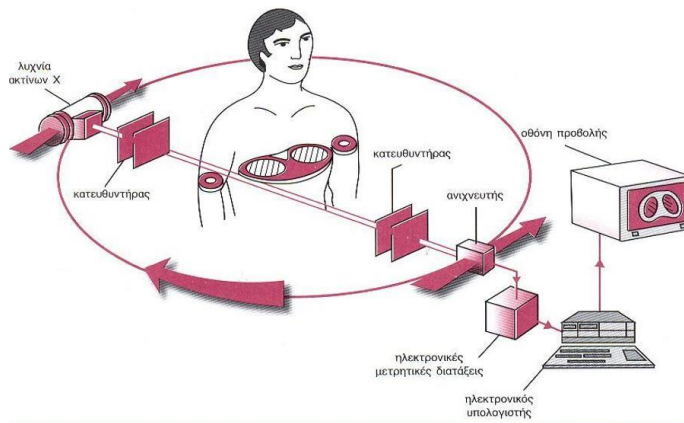
των ανιχνευτών κυμαίνεται από 500 έως 3000 και η περιστρεφόμενη λυχνία εκπέμπει βενταλοειδή δέσμη ($\approx 40^\circ$ άνοιγμα)[49].



Εικόνα 22. Τέσσερις γενιές Αξονικών τομογράφων(57)

Τα βασικά μέρη που συγκροτούν ένα τέτοιο σύστημα είναι!

- Το περίβλημα-κέλυφος (θόλος) , που περιλαμβάνει
 - α) την μονάδα σάρωσης, δηλαδή την λυχνία ακτίνων X μαζί με τους, συνήθως μολύβδινους, κατευθυντήρες (οι κατευθυντήρες μετά την λυχνία καθορίζουν τις διαστάσεις της δέσμης, ενώ αυτοί πριν τους ανιχνευτές , απορροφούν την σκεδαζόμενη ακτινοβολία) και τους ανιχνευτές (παράγουν αναλογικό σήμα)
 - β) την οπή εισόδου κλίνης (διαμέτρου περίπου 1.5 μέτρων)
- Την εξεταστική κλίνη (μετακινούμενη)
- Την κονσόλα ελέγχου- υπολογιστή
- Το λογισμικό συλλογής-μετατροπής δεδομένων, προβολής και ανακατασκευής εικόνων [50]



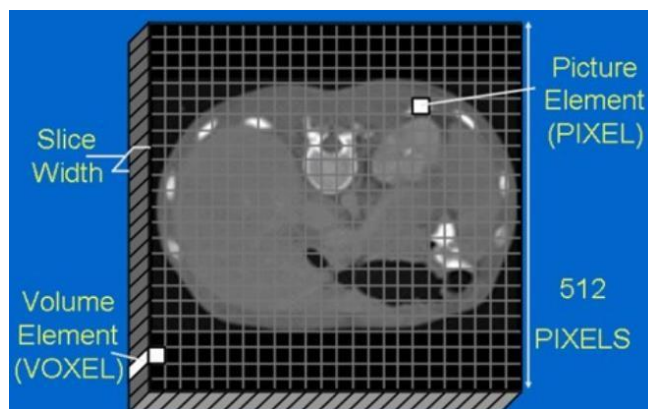
Εικόνα 23. Αναπαράσταση βασικών μερών ενός υπολογιστικού τομογράφου και του τρόπου που συνδέονται(57)

Λήψη τομής

Με την ηλεκτρονική τομογραφία γίνονται εγκάρσιες τομές της περιοχής του σώματος που εξετάζεται. Δηλαδή ακτινογραφικές τομές κάθετες προς τον επιμήκη άξονα του σώματος. Για την λήψη κάθε τομής η ακτινολογική λυχνία διαγράφει μία περιστροφική κίνηση 360° γύρω από τον επιμήκη άξονα του σώματος του ασθενούς[51]. Ταυτόχρονα με την περιστροφική αυτή κίνηση η λυχνία εκπέμπει μία λεπτή δέσμη ακτινοβολίας πάχους 1 έως 10mm που ακτινοβολεί το εξεταζόμενο θέμα από διαφορετικές προβολικές κατευθύνσεις. Η ακτινική αυτή δέσμη περνά έτσι από όλα τα σημεία της τομής και βγαίνει εξασθενημένη σε ποσοστό που εξαρτάται κυρίως από την πυκνότητα και την ατομική σύσταση των υλικών που παρεμβάλλονται στην διαδρομή της. Η ένταση της ακτινοβολίας πριν προσβάλει το εξεταζόμενο θέμα μετρείται από ένα ανιχνευτή αναφοράς. Κατά την έξοδο της από το σώμα του ασθενούς οι τιμές εξασθένησης της ακτινοβολίας καταγράφονται με την βοήθεια άλλων ανιχνευτών που βρίσκονται σε αντιδιαμετρική θέση με την εστία της ακτινολογικής λυχνίας και έτσι προσδιορίζεται ο συντελεστής εξασθένησης για την δεδομένη τομή. Όταν τελειώσει ο προσδιορισμός των συντελεστών εξασθένησης τα αποτελέσματα καταγράφονται στη μνήμη του υπολογιστή ο οποίος μπορεί να ανασυνθέσει την εικόνα τομής μέσα σε πολύ λίγο χρόνο.

Σύνθεση προβολής- Ανακατασκευή τομογραφίας

Κάθε τομή ορισμένου πάχους, μπορεί με μία τετραγωνισμένη μήτρα να χωριστεί σε στοιχεία- "κυβάρια" (voxels: ψηφιακές , στοιχειώδεις μονάδες όγκου, ισοδύναμες των εικονοστοιχείων – pixels , αλλά με προσθήκη διάστασης του βάθους, που αντιστοιχεί στο πάχος της τομής)[52] στα οποία θα αντιστοιχιστεί και ένας συντελεστής γραμμικής εξασθένησης. Κάθε διαφορετική τιμή του συντελεστή απορρόφησης αντιστοιχεί σε μια συγκεκριμένη τιμή της κλίμακας του Hounsfield, σύμφωνα με την οποία όσο περισσότερη ακτινοβολία απορροφά ένα voxel ενός ιστού (π.χ. οστό, +1000 στην κλίμακα) , τόσο λευκότερο απεικονίζεται, ενώ όσο λιγότερη απορροφά (π.χ. αέρας, -1000 στην κλίμακα, νερό:0) , τόσο πιο μαύρο εμφανίζεται [53].



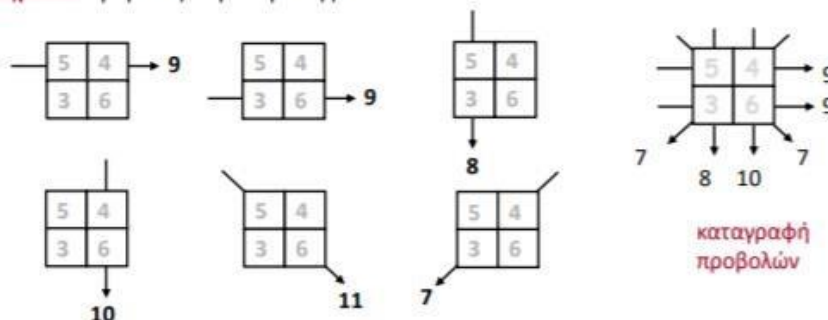
Εικόνα 24. Τομή Αξονικής Τομογραφίας (57)

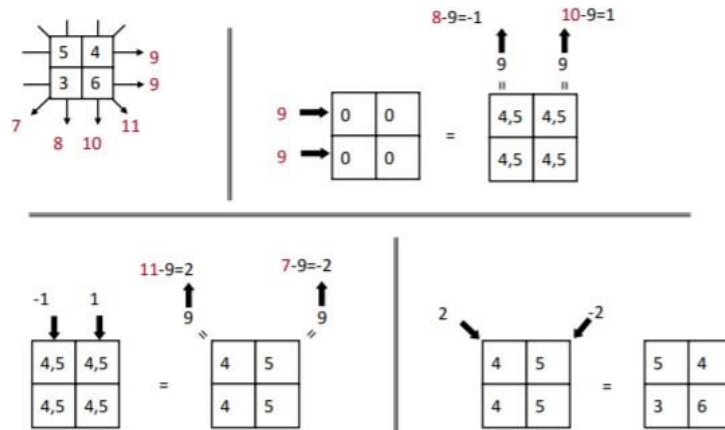
Μέθοδος οπισθοπροβολής: η πλέον χρησιμοποιούμενη τεχνική ανακατασκευής εικόνας από πολλαπλές προβολές. Αυτό που λαμβάνουν οι αισθητήρες από κάθε πλευρά ακτινοβολήσης, είναι η συνολική απορρόφηση που προκύπτει, ενώ αυτό που θέλουμε να μάθουμε για να αποτυπωθεί το όργανο ενδιαφέροντος, είναι η απορρόφηση που αντιστοιχεί σε κάθε voxel που αναπαριστά τμήμα του οργάνου. Είναι σαν ένα παιχνίδι Sudoku, στο οποίο στο τέλος κάθε γραμμής και στήλης υπάρχει ένας αριθμός στον οποίο αντιστοιχεί ο μέσος όρος της απορρόφησης της ακτινοβολίας για κάθε προβολή του οργάνου. Συνδυάζοντας τις τιμές που λαμβάνουμε από οριζόντια, κάθετη και πλάγια ακτινοβολήση θα βρούμε τον συντελεστή απορρόφησης κάθε ογκοστοιχείου. Κάθε μη μηδενική τιμή της κάθε προβολής μοιράζεται εξ ίσου (οπισθοπροβολή) μεταξύ όλων των στοιχείων της τομής που βρίσκονται πάνω στην ευθεία προβολής, και σε κάθε σημείο της τομής προστίθενται οι στοιχειώδεις επιδράσεις από όλες τις προβολές. Ο τελικός αριθμός κάθε στοιχείου θα εμφανιστεί σε μία κλίμακα του άσπρου και του μαύρου.

καταγραφή προβολών



τι ανιχνεύω: προβολές συγκέντρωσης





Εικόνα 25. Παράδειγμα καταγραφής προβολών και ανακατασκευής με την μέθοδο της οπισθοπροβολής(40)

Ποιότητα- χαρακτηριστικά εικόνας

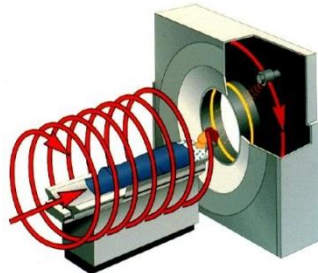
Η τελική εικόνα που παίρνουμε με τη μέθοδο απλής οπισθοπροβολής δεν είναι καθαρή, αφού κάθε σημείο απεικονίζεται σαν ένα άστρο που επεκτείνεται πάνω σ' όλη την εικόνα και του οποίου η ένταση είναι μέγιστη στο κέντρο και εξασθενεί καθώς απομακρυνόμαστε από αυτό[54]. Για να διορθώσουμε το σφάλμα αυτό αναγκάζομαστε να φιλτράρουμε πρώτα τις προβολές, διορθώνοντας με μαθηματικά αυστηρό τρόπο το σφάλμα της μεθόδου απλής οπισθοπροβολής. Επίσης, όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των προβολών τόσο καλύτερη είναι και η ποιότητα, όπως και η υψηλότερη δόση ακτινοβολήσης, η οποία παρουσιάζει τα μειονεκτήματα που αναφέραμε στην ακτινογραφία (η υπολογιστική τομογραφία ήδη εκθέτει τον οργανισμό σε πολύ υψηλότερη ακτινοβολία σε σχέση με την κλασική ακτινογραφία). Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τον ποιότητα είναι:

- Ο θόρυβος, που προκύπτει από σφάλματα στην εκπομπή και ανίχνευση των φωτονίων
- Η χωρική διακριτική ικανότητα, που εκφράζει την ελάχιστη απόσταση που πρέπει να απέχουν μεταξύ τους δυο αντικείμενα για να γίνουν και τα δυο διακριτά
- η αντίθεση, που είναι η μικρότερη διαφορά οπτικής πυκνότητας που γίνεται αντιληπτή
- η ασάφεια, δηλαδή η συγκεχυμένη οριοθέτηση των δομών συνήθως λόγω κίνησης του ασθενούς
- οι ψευδοδομές, που είναι παραμορφώσεις που δεν αντιστοιχούν σε πραγματικές δομές και οφείλονται κυρίως σε ανεπαρκή δειγματοληψία ή εσφαλμένο ανακατασκευαστικό αλγόριθμο.[55]

Νέες εφαρμογές στην αξονική τομογραφία

Η πλέον χρησιμοποιούμενη μορφή υπολογιστικής τομογραφίας 3^{ης} και 4^{ης} γενιάς, είναι αυτή της ελικοειδούς μορφής. Η «ελικοειδής αξονική τομογραφία» είναι μια

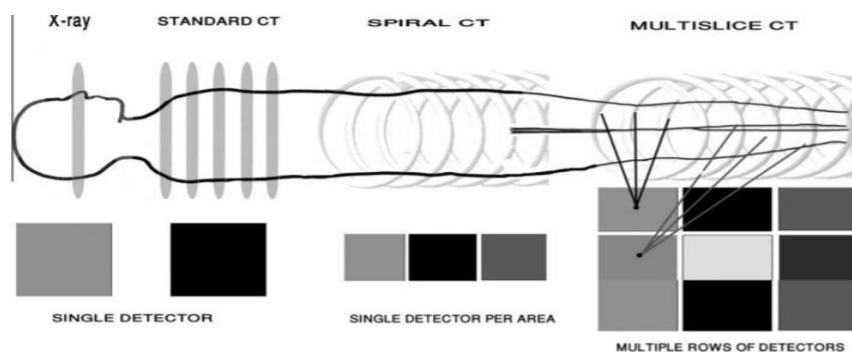
συνεχής διαδικασία κατά την οποία η λυχνία περιστρέφεται συνεχώς με την ίδια φορά ταυτόχρονα με την σταθερή κίνηση της κλίνης προς μια κατεύθυνση. Αν και απαιτεί πιο ισχυρό εξοπλισμό, προσφέρει σημαντικά πλεονεκτήματα ,όπως λήψη εικόνας σε μικρότερο χρόνο και έκθεση, καλύτερη απεικόνιση σκληρών-μαλακών μορίων και δυνατότητα χρήσης σκιαγραφικής ουσίας για αυξημένη αντίθεση ιστών και παρατήρηση αγγείων(CT αγγειογραφία) [56][57].



Εικόνα 26. Ελικοειδής αξονικός τομογράφος (57)

Οι 5^{ης} γενιάς υπολογιστικοί τομογράφοι περιλαμβάνουν «τομογράφους πολλαπλών τομών», στους οποίους οι ανιχνευτές είναι διασκορπισμένοι σε πολλά επίπεδα (γρηγορότερη, ασφαλέστερη και βελτιωμένης ποιότητας σάρωση) και τους «ηλεκτρονικής δέσμης υπολογιστικούς τομογράφους», οι οποίοι κάνουν χρήση ηλεκτρονικής δέσμης για περιστροφή της λυχνίας που προσφέρει εντυπωσιακά μεγαλύτερη ταχύτητα από την μηχανική κίνηση (καθαρή απεικόνιση καρδιάς και κινούμενων δομών)[58].

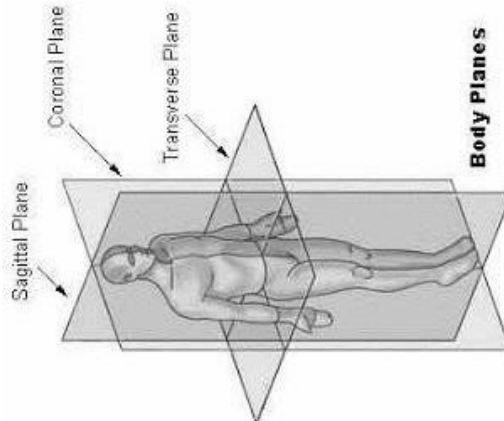
Νέες εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας είναι ο συνδυασμός της με υπερήχους, μαγνητική τομογραφία και χρήση ραδιοϊσοτόπων, οι οποίες θα αναλυθούν στις αντίστοιχες ενότητες. Τέλος, η «μικροτομογραφία ακτίνων X» έχει κάνει την εμφάνισή της , και εφαρμόζεται τόσο στην ιατρική, όσο και στην βιομηχανία. Σκανάροντας μη επεμβατικά ένα αντικείμενο, είναι δυνατή ή τρισδιάστατη , εικονική αναπαράστασή του σε κλίμακα, καθώς ο υπολογισμός του μεγέθους των voxels γίνεται συναρτήσει των πραγματικών διαστάσεων.[59]



Εικόνα 27. Απεικόνιση διαφορών μεταξύ X-rays και τύπων CT (Computed tomography of the orbit- a review and an update, 2012)

Εφαρμογές στον οφθαλμό

Η δειγματοληψία διαρκεί περίπου 30', ενώ όλη η διαδικασία περίπου 15'. Για τον οφθαλμό συνήθως χρειάζονται 2-4 χιλ. πάχος τελικής απεικόνισης. Απαραίτητη είναι η αφαίρεση κοσμημάτων και μεταλλικών αντικειμένων, ενώ παρέχεται η δυνατότητα λήψης στεφανιαίων και εγκάρσιων τομών, καθώς και η κεκλιμένη λήψη τους (έως 30°) [60].



Εικόνα 28. Τομές του σώματος: *Sagittal*=οβελιαία, *Coronal*=στεφανιαία, *Transverse*=εγκάρσια (<http://biolexikon.blogspot.com>)

Αποτελεί την μέθοδο επιλογής για διαπίστωση κατάγματος κόγχου, ανίχνευση ενδοκογχικού /ενδοβολβικού ξένου σώματος και ενδοκρανιακών όγκων (π.χ. γλοίωμα και μηνίγγωμα οπτικού νεύρου)[61]. Άλλες εφαρμογές είναι:

- Έλεγχος μεγάλων αγγείων και διαταραχών τους (π.χ. ανεύρυσμα)
- Σχήμα/μέγεθος κόγχου
- Ατροφία οπτικού νεύρου και αλλοίωση οπτικού καναλιού
- Όγκοι κόγχου και δακρυϊκού αδένα
- Κυτταρίτιδα κόγχου
- Οφθαλμοπάθεια Graves
- Παρατήρηση ορθών μυών και εντοπισμός παγιδευμένου μυός, εάν υπάρχει, σε περίπτωση κατάγματος κόγχου

*ο φακός παρουσιάζει μεγάλη απορρόφηση στην ακτινοβολία X και εμφανίζεται λευκός, ενώ το υπόλοιπο εσωτερικό του βολβού, που πληρούται από μεγάλης περιεκτικότητας σε νερό υγρό, απεικονίζεται μαύρο. Τα μαλακά μέρη έχουν χαμηλότερες πυκνότητες, ενώ οι οστικές δομές απεικονίζονται υπέρπυκνες, με μεγάλη ευκρίνεια. Η πολύ καλή διαφορά αντίθεσης στην απεικόνιση των ενδοκογχικών δομών οφείλεται στην διαφορά απορρόφησης της ακτινοβολίας από τα οστά το λίπος, τους μυς, το υαλώδες σώμα και τον οφθαλμικό φακό.

** επιτυγχάνεται ενίσχυση της αντίθεσης, κυρίως για διάκριση νεοπλασμάτων και φλεγμονωδών εξεργασιών, με ενδοφθάλμια ένεση διαλύματος ιωδίου. βελτιστοποιώντας την απεικόνιση των υπεραγγειούμενων βλαβών. Υπάρχουν όμως

συγκεκριμένες αντενδείξεις που πρέπει να συνεκτιμώνται για την χρήση των σκιαγραφικών μέσων, όπως η έκπτωση της νεφρικής λειτουργίας, γνωστό ιστορικό αλλεργίας και υπερθυρεοειδισμού[62].

*** Τα κύρια μειονεκτήματα της υπολογιστικής τομογραφίας στην οφθαλμολογική χρήση είναι ο καταρράκτης που προκαλείται από την απορρόφηση ακτίνων X, και την αδυναμία διαχωρισμού υγρών και παθολογικών μαλακών ιστών, μιας και παρουσιάζουν ισόποση απορρόφηση[63][64][65].



Εικόνα 29. G. γλοιώμα- εγκεφαλικός ατρακτοειδής όγκος, που λόγω ίδιας πυκνότητας με το Ο.Ν. παρουσιάζονται ως μια δομή , ενώ είναι μεμονωμένη.

Εικόνα 30. C. Cavernous hemangioma (αγγειακή νεοπλασία)



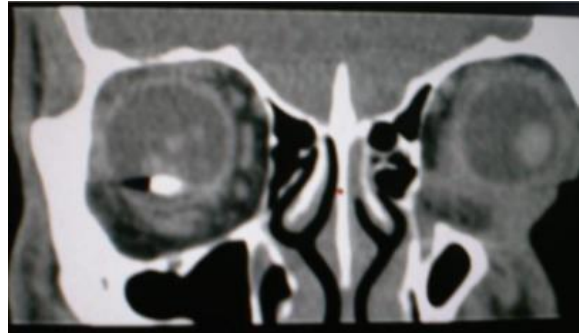
Εικόνα 31. Χροριοειδική Αιμορραγία με πρόσθια μετατόπιση φακού.



Εικόνα 32. Κάταγμα έσω τοιχώματος



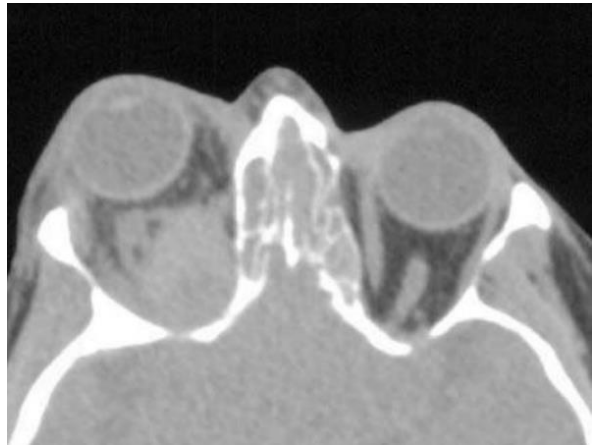
Εικόνα 33. Αιμορραγία υαλώδους.



Εικόνα 34. Μεταλλικό ξένο σώμα στον Π.Θ.



Εικόνα 35. Μηνίγγωμα Ο.Ν. (όγκος)



Εικόνα 36. Κυτταρίτιδα Κόγχου



Εικόνα 37. Όγκος δακρυϊκού αδένα

**Εικόνες 29-30: [48]

Εικόνες 31-35: [64]

Εικόνες 36-37: [46]**

2. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ- ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ - [MRI (MAGNETIC RESONANCE IMAGING)]

Ιστορικά και Γενικά στοιχεία

Αναπτύχθηκε την δεκαετία του '70 και του '80, με την ανακάλυψη του φαινομένου του πυρηνικού συντονισμού να έχει προηγηθεί το 1938 από τον Isidor Rabi [66]. Το 1976 γίνεται η πρώτη μαγνητική τομογραφία σε ανθρώπινο δάκτυλο (Mansfield), ενώ το 1980 πραγματοποιήθηκε η πρώτη ολόσωμη απεικόνιση πυρηνικού συντονισμού (Edelstein). Αν και ο αρχικός όρος ήταν «απεικόνιση με πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό», σύντομα ο όρος «πυρηνικό» άρχισε να παραλείπεται, καθώς ήταν συνδεδεμένος με τις καταστροφικές συνέπειες της πυρηνικής ενέργειας.

Η μαγνητική τομογραφία, κάνει χρήση μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας για την παραγωγή υψηλής ποιότητας τομογραφικών εικόνων του εσωτερικού του σώματος. Εν συντομία, Εντός ισχυρού, μαγνητικού πεδίου, με εφαρμογή ραδιοκυμάτων, συντονίζονται οι πυρήνες ατόμων, συνήθως υδρογόνου, οι οποίοι κατά την αποδιέγερσή τους απελευθερώνουν μετρήσιμη ενέργεια που θα μετατραπεί στην γνωστή μας απεικόνιση.

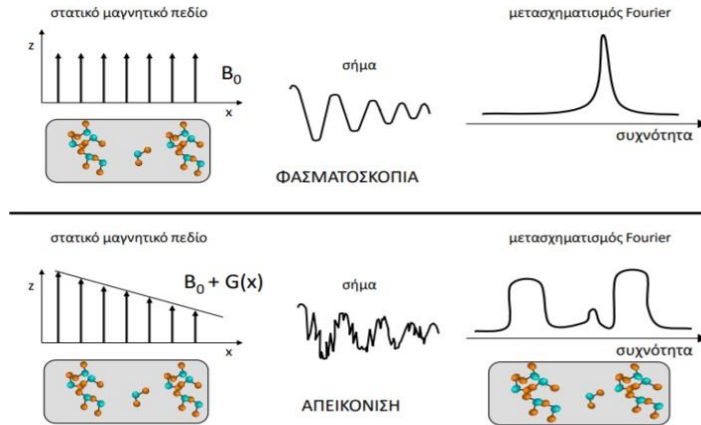
- ραδιοκύματα: μέρος της μη ιοντίζουσας (δεν προκαλεί μεταβολές στους δεσμούς των ατόμων του οργανισμού, άρα δεν είναι επιβλαβής όπως πχ. Οι ακτίνες X) ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Φτάνουν έως πολύ μεγάλα μήκη κύματος ($10^{-3} - 10^9$ m), ενώ όσο μικραίνει το μήκος κύματος, τόσο αυξάνεται η συχνότητα, φτάνοντας σε πολύ μεγάλες συχνότητες ($3 - 3 \times 10^{11}$ Hz ή 3Hz – 300 GHz)[67].

-μαγνητικό πεδίο: ο χώρος μέσα στον οποίο ασκούνται μαγνητικές-ελκτικές δυνάμεις σε κινούμενα ηλεκτρικά φορτία ή μέταλλα. Η ισχύς του μαγνητικού πεδίου μετριέται σε μονάδες Tesla(T, η ισχύς από ένα μαγνητάκι ψυγείου είναι 0,005T, το μαγνητικό πεδίο του πυρήνα της Γης είναι 0,0025T, ενώ 100 φορές μικρότερη είναι ισχύς του γήινου μαγνητικού πεδίου στην επιφάνεια της Γης [68])και συμβολίζεται ως «Μαγνητικό πεδίο - B».

-συντονισμός πυρήνων: Τα ατομικά σωματίδια έχουν την εγγενή ιδιότητα του σπιν-ιδιοστροφορμή. Όταν ο αριθμός των πρωτονίων και των νετρονίων είναι άρτιος, τότε έχουμε μηδενικό συνολικό σπιν. Όταν όμως έχουμε περιττό αριθμό νουκλεϊδίων, τότε το αζευγάρωτο νουκλεόνιο θα παρουσιάσει μαγνητική ροπή. Εντός μαγνητικού πεδίου αυτοί οι πυρήνες έχουν την δυνατότητα απορρόφησης και επανεκπομπής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, όταν η συχνότητα αυτής θα είναι ίση με την ιδιοσυχνότητα των σωματιδίων.

**Αν θεωρήσουμε το ίδιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο σε όλο το προς εξέταση δείγμα, η ανάλυση των συχνοτήτων που εκπέμπονται μας δίνει πληροφορία για τους διαφορετικούς πυρήνες που έχουμε στο δείγμα (φασματοσκοπία). Αντίθετα, αν

θεωρήσουμε δείγμα με ένα μόνο είδος πυρήνων (ίδιου ισotόπου, στην ίδια χημική ένωση) και μεταβάλλουμε την ένταση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου στο χώρο, οι συχνότητες που ανιχνεύουμε εξαρτώνται μόνο από την ένταση του εξωτερικού πεδίου, κι επομένως μπορούμε να εξάγουμε πληροφορία για την κατανομή της ύλης στο χώρο (απεικόνιση). Αυτή είναι η βασική αρχή των μεθόδων μαγνητικής τομογραφίας**



Εικόνα 38. Εφαρμογές πυρηνικού συντονισμού για απεικόνιση και φασματοσκοπία με βαθμίδωση πεδίου και ανομοιόμορφα κατανεμημένο δείγμα αντίστοιχα. (40)

Δομή μαγνητικού τομογράφου

Ένα σύστημα απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού αποτελείται από :

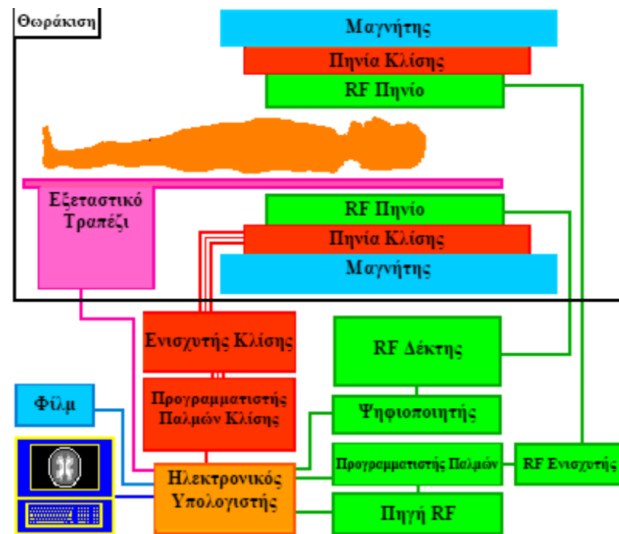
- έναν μεγαλομαγνήτη (υπεραγώγιμου τύπου συνήθως, απαιτεί ψύξη με υγρό Ήλιο He) που παράγει το στατικό , μαγνητικό πεδίο, ισχύος 1-3T. Λειτουργούν με βάση την αρχή της παραγωγής μαγνητικού πεδίου στο περιβάλλον ενός ρευματοφόρου αγωγού.

- πηνία Ραδιοσυχνοτήτων ενσωματωμένα στην σήραγγα/τράπεζα που εκπέμπουν (15-80 MHz)/ λαμβάνουν παλμούς ραδιοσυχνοτήτων και σήματα από/προς το εξεταζόμενο σώμα, και πηνία κλίσης , που με την δημιουργία μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου, μας επιτρέπει να επιλέξουμε την τομή ενδιαφέροντος.

- έναν υπολογιστή που, μαζί με ενισχυτές και ψηφιοποιητές σήματος που λαμβάνουμε από το σώμα, θα κατασκευάσει την τελική εικόνα.[69][70]



Εικόνα 39. Σύγχρονος Μαγνητικός τομογράφος(69)



Εικόνα 40. Οργανολογία συστήματος(69)

Τεχνική λήψης

Οι ατομικοί πυρήνες του υδρογόνου βρίσκονται σε αφθονία στους ανθρώπινους ιστούς. Φυσιολογικά, οι διευθύνσεις αυτών των μαγνητικών δίπολων (οι ατομικού πυρήνες με περιττό αριθμό νουκλεϊδίων συμπεριφέρονται ως μικροί μαγνήτες) είναι τυχαία προσανατολισμένοι. Όταν όμως βρεθούν εντός ισχυρού μαγνητικού πεδίου, συμπεριφέρονται ως μαγνήτες με προσανατολισμό παράλληλο ή αντιπαράλληλο ως προς την μαγνητική γραμμή του πεδίου, εκτελώντας περιστροφή τόσο γύρω από τον εαυτό τους , όσο και γύρω από τον άξονα του πεδίου (αυτή η συχνότητα περιστροφής ονομάζεται συχνότητα συντονισμού – Larmor). Κατά την διάρκεια της εξέτασης ραδιοκύματα θα εκπεμφθούν διακεκομμένα (το ηλεκτρομαγνητικό αυτό πεδίο θα ασκηθεί κάθετα στο μαγνητικό) από το ανάλογο πηνίο. Όταν αποκτήσουν συχνότητα εκπομπής ίση με αυτή της περιστροφής των πυρήνων (Larmor) , θα προκύψει το φαινόμενο του πυρηνικού συντονισμού. Τότε τα πρωτόνια και τα νετρόνια θα απορροφήσουν ενέργεια και θα χάσουν την κατάσταση ισορροπίας τους προσπαθώντας να εναντιωθούν στην έλξη της μεικτής μαγνητικής δύναμης. Όταν πάψει να εφαρμόζεται ο παλμός των ραδιοκυμάτων, οι τροχιές μεταπίπτουν στην προηγούμενή τους κατάσταση (ισορροπία), εφόσον το αρχικό στατικό μαγνητικό πεδίο εξακολουθεί να υπάρχει. Ταυτόχρονα , θα εκπεμφθεί ελάχιστη απορροφημένη ενέργεια (εξασθενημένη ελεύθερη επαγωγή – FID σήμα) υπο μορφή H/M κύματος , το σήμα της οποίας θα ενισχυθεί και θα μετατραπεί έτσι ώστε ο υπολογιστής να συνθέσει την τελική εικόνα που απεικονίζει την κατανομή των πυρήνων υδρογόνου στο σώμα. Τα σήματα που λαμβάνονται αναλύονται μέσω μετασχηματισμών Fourier προκειμένου να ανασκευαστούν οι τομές [71][72].

Παλμοσειρές και χαρακτηριστικά εικόνας

Οι κύριες παράμετροι από τις οποίες καθορίζεται η ένταση του σήματος FID που θα λάβουν οι ανιχνευτές εξαρτώνται από την φύση και το περιβάλλον του ιστού:

-πυκνότητα πρωτονίων : αυξάνει και μειώνει την ένταση σε περιοχές χαμηλής και υψηλής αντίστοιχα πυκνότητας φωτονίων(π.χ. τένοντες απεικονίζονται πιο σκουρόχρωμοι, καθώς περιέχουν μικρή ποσότητα πρωτονίων)

-T1 χρόνος χαλάρωσης (χρόνος διαμήκους χαλάρωσης, χαλάρωση σπιν-πλέγματος): είναι ο χρόνος που απαιτείται για να επανέλθουν στον αρχικό τους προσανατολισμό-ισορροπία οι μαγνητισμένοι πυρήνες του διαμήκους επιπέδου, μετά την διακοπή της ραδιοσυχνότητας.

-T2 χρόνος χαλάρωσης (χαλάρωση σπιν-σπιν, εγκάρσια εξασθένηση) : είναι ο χρόνος που απαιτείται για να επανέλθει ισορροπία στους πυρήνες στο εγκάρσιο επίπεδο μαγνητισμού[73][74].

Μια **παλμοσειρά** είναι η σύνθεση και η διαδοχή του παλμού της ραδιοσυχνότητας, η οποία συνδυαστικά με βαθμιδώσεις του μαγνητικού πεδίου δίνει διάφορες μεθόδους σχηματισμού εικόνας. Η πιο απλή και συχνά χρησιμοποιούμενη παλμοσειρά είναι αυτή της «ηχούς των σπιν» (spin echo) . Βασικές παράμετροι σε αυτή την παλμοσειρά είναι ο TR (χρόνος επανάληψης- χρόνος μεταξύ δύο συνεχόμενων παλμών στην ίδια φέτα) και ο TE (χρόνος για την ανίχνευση της ηχούς αφού εφαρμοστεί το ραδιοκύμα) [75].

Μεγάλοι TE και TR χρόνοι μειώνουν την συνεισφορά του T1 χρόνου στις εικόνες και αυξάνουν του T2, ενώ για μικρούς TE και TR χρόνους, γίνεται το αντίθετο. Δεν είναι δυνατή η δημιουργία εικόνας αποκλειστικά από ένα χαρακτηριστικό του ιστού (π.χ. μόνο T1). Υπάρχει μια κύρια πηγή αντίθεσης και συμπληρωματικές πηγές. Ιστοί με μικρό T1 χρόνο ,όπως μύες και υγρά, φαίνονται πιο φωτεινοί σε T1 σταθμισμένες εικόνες (T1w), ενώ ιστοί με μεγάλους T2 χρόνους (π.χ. λίπος, προϊόντα αίματος) εμφανίζονται λαμπρότεροι σε σταθμισμένες T2 εικόνες (T2w).

*με χρήση γαδολινίου (παραμαγνητική ουσία) σε T1w εικόνες, αυξάνεται η αντίθεση με τους φωτεινούς ιστούς μικρών T1 χρόνων, να φαίνονται ακόμη λαμπρότεροι (παρατήρηση παθολογικού οπτικού νεύρου)[76].

*με την χρήση ειδικών παλμοσειρών μπορούμε να καταπολεμήσουμε το φωτεινό σήμα που προέρχεται από υγρά (FLAIR) ή λίπος (fat-suppressed images) , το οποίο συχνά υπερκαλύπτει το σήμα του παθολογικού ιστού.

Η μαγνητική τομογραφία παρέχει εικόνες υψηλής ανάλυσης και αντίθεσης με χωρική ανάλυση 0.5mm και χρόνο λήψης τομής μόλις μερικά δευτερόλεπτα. Σφάλματα μπορούν να προκύψουν από την κίνηση του εξεταζόμενου, υπολογιστικά και μηχανικά λάθη και βλάβες (π.χ. τυχαία, ανεπιθύμητη ραδιοσυχνότητα)[77].

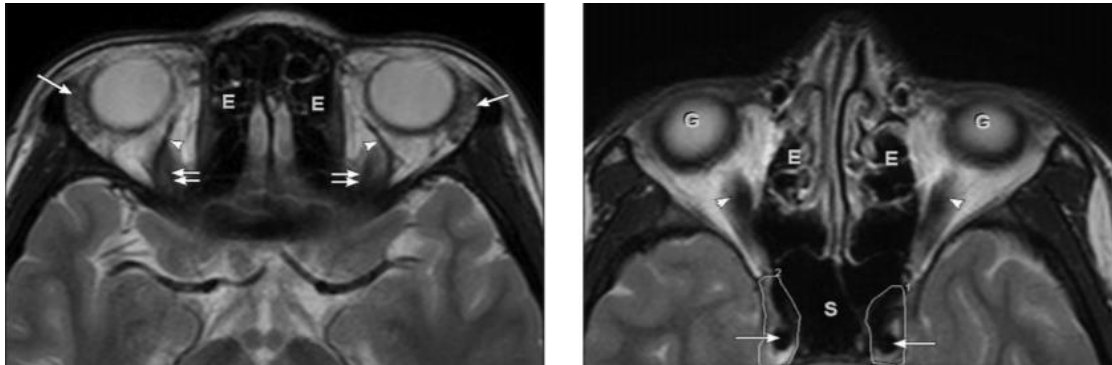
Πλεονεκτήματα-μειονεκτήματα

Οι 2 μεγάλες διαφορές της CT με την MRI είναι η αδυναμία της δεύτερης να αποδώσει την ανατομία σκληρών δομών (π.χ. οστά) και η μη επιβάρυνση του εξεταζόμενου με ιοντίζουσα ακτινοβολία. Αν και προσφέρει μεγαλύτερη ευαισθησία και ανάλυση, δυνατότητα λειτουργικής καταγραφής (functional MRI) και

αγγειογραφίας , αυτά συνεπάγονται πιο μεγάλο οικονομικό κόστος για εξοπλισμό και δυσκολία χειρισμού αυτού και χρόνο δημιουργίας εικόνας. Τέλος, αντενδείκνυται απόλυτα σε άτομα που φέρουν βηματοδότες και μεταλλικά εμφυτεύματα, αλλά και σε εγκυμονούσες και κλειστοφοβικούς.

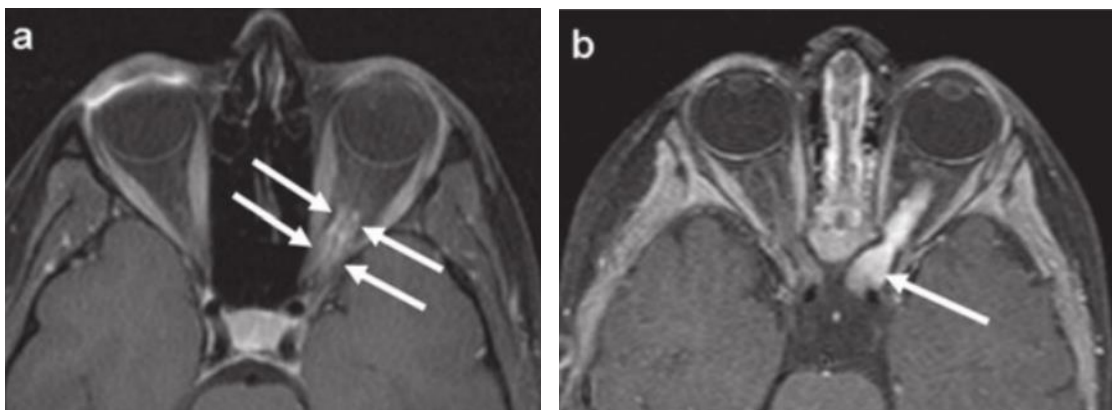
Εφαρμογές στον οφθαλμό

Οι πιο αξιολογικές εφαρμογές της μαγνητικής τομογραφίας στην οφθαλμολογία αφορούν την αξιολόγηση των νεύρων (π.χ. πάρεση 3^{ου} , ατροφία Ο.Ν.), τις αγγειακές ανωμαλίες και αιτίες απώλειας όρασης (π.χ. έλεγχος χιάσματος για ημιανοψίες και σκοτώματα) . Άλλες εφαρμογές περιλαμβάνουν τον εντοπισμό μαζών και όγκων, οφθαλμοπάθειας Grave's και μολύνσεις (π.χ. κυτταρίτιδα κόγχου) [78][79].



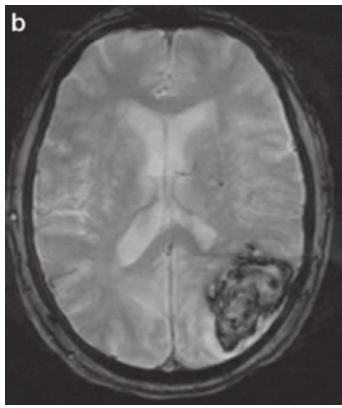
Εικόνα 41. Εγκάρσια τομή φυσιολογικού οφθαλμού άνω κόγχου, T2 σταθμισμένη. Παρατηρούμε την άνω οφθαλμική φλέβα(κεφαλή βέλους),τον άνω ορθό (διπλό βέλος), τους δακρυϊκούς αδένες (μονό βέλος), τις ηθμοειδείς κυψέλες (E).

Εικόνα 42. Εγκάρσια τομή φυσιολογικού οφθαλμού κάτω κόγχου, T2 σταθμισμένη. Διακρίνονται οι ηθμοειδείς κυψέλες (E), ο σφηνοειδής κόλπος (S), το κάτω τμήμα του βολβού (G), ο σηραγγώδης κόλπος (περιγεγραμμένος), οι κάτω ορθοί μύες (κεφαλή βέλους) και ο χώρος απορροής της έσω καρωτίδας (βέλος)

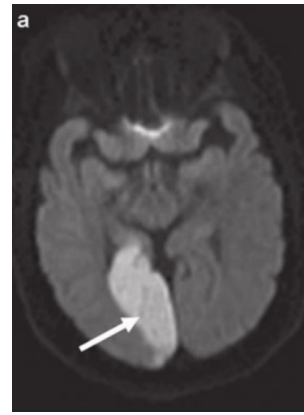


Εικόνα 43.Εγκάρσια T1w εικόνα με χρήση παράγοντα αντίθεσης και fat-suppression για εντοπισμό γλοιώματος οπτικού νεύρου.

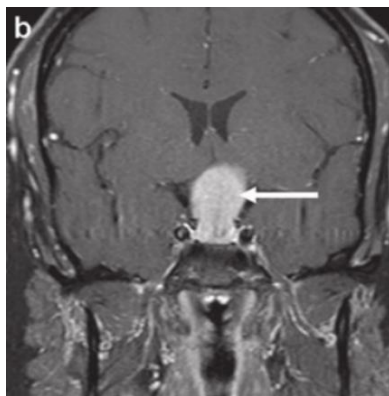
Εικόνα 44. Εγκάρσια T1w εικόνα με χρήση παράγοντα αντίθεσης και fat-suppression για παρακολούθηση μηνιγγώματος οπτικού νεύρου.



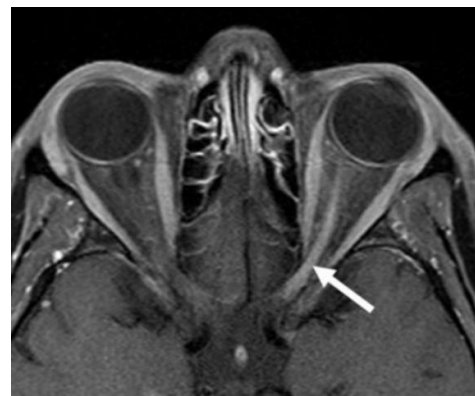
Εικόνα 45.Οξεία εγκεφαλική αιμορραγία



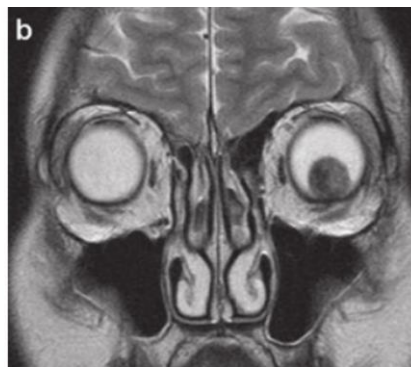
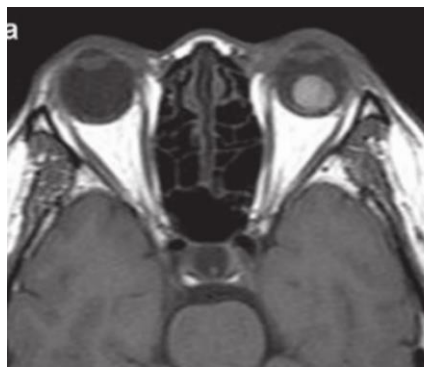
Εικόνα 46.Οξύ έμφραγμα ινιακού λοβού



Εικόνα 47. Στεφανιαία T1w εικόνα με χρήση παράγοντα αντίθεσης fat-suppression σε αδένωμα της υπόφυσης (ασθενής με αμφικροταφική ημιανοψία)



Εικόνα 48.Εγκάρσια T1w εικόνα με χρήση παράγοντα αντίθεσης fat-suppression σε οπτική νευρίτιδα



Εικόνα 49 και Εικόνα 50.Χοριοειδικό μελάνωμα σε εγκάρσια T1w και στεφανιαία T2w τομή.

**Εικόνες 41-42: [70]

Εικόνες 43-49: [79]

3. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΡΑΔΙΟΪΣΟΤΟΠΩΝ (PET, SPECT)

Γενικά στοιχεία

Η πρώτη μορφή απεικόνισης με χρήση πυρηνικής, ιατρικής τεχνολογίας ήταν το σπινθηρογράφημα (Γ σάρωση) ξεκινώντας να εφαρμόζεται την δεκαετία '50. Η SPECT (single photon emission computed tomography- τομογραφία εκπομπής μονού φωτονίου) εμφανίστηκε στα τέλη του '60, ενώ η PET (positron emission tomography), αν και είχε εμφανιστεί από 1972, δεν εφαρμόστηκε στην ιατρική μέχρι και την δεκαετία '90 [80]. Η PET και η SPECT είναι η μορφές πυρηνικής απεικόνισης που θα μας απασχολήσουν με την εφαρμογή τους στον οφθαλμό. Σε αντίθεση με x-rays, CT και MRI, δεν στοχεύουν στην ανατομική απεικόνιση, αλλά στην λειτουργική και μεταβολική δραστηριότητα και την κυκλοφορία στους ιστούς που μας ενδιαφέρουν [81]. Η αρχή λειτουργίας τους βασίζεται στην αποτύπωση των φυσιολογικών λειτουργιών του ιστού ενδιαφέροντος, από την ανίχνευση (μέσω κάμερας) ακτινοβολίας γ που θα προκύψει (άμεσα ή έμμεσα) από ραδιενεργό διάσπαση, έπειτα από την εισαγωγή ενός ραδιοϊσοτόπου στον οργανισμό. Το ραδιοϊσότοπο είτε εγχέεται ενδοφλεβίως (συνήθως στην περιοχή ενδιαφέροντος), είτε χορηγείται μέσω αναπνοής είτε μέσω κατάποσης [82].

-ραδιοϊσότοπο: ασταθής πυρήνας στοιχείων, οποίος μετασχηματίζεται σε σταθερό πυρήνα εκπέμποντας ταυτόχρονα ακτινοβολία-ραδιενέργεια)

-Ιχνηθέτηση: η σήμανση-βαφή χημικών μορίων με χρήση ραδιοϊσοτόπων [83]. Για ενίσχυση του σήματος που λαμβάνουμε κατά την απεικόνιση, επιλέγουμε να προσδέσουμε ένα ραδιενεργό ισότοπο σε μια ένωση (ραδιοφάρμακο) η οποία παρουσιάζει αυξημένη απορρόφηση από τον ιστό-στόχο (π.χ. σήμανση γλυκόζης για απεικόνιση εγκεφάλου)

- γ ακτινοβολία: Η/Μ ακτινοβολία που προκύπτει από ραδιενεργό διάσπαση πυρήνων. Η ανακάλυψή της τοποθετείται στο 1900 από τον Γάλλο φυσικό Paul Villard [84]. Ανήκει στις ιοντίζουσες ακτινοβολίες με πολύ υψηλή ενέργεια, συχνότητα > 20 Mhz και πολύ μικρό μήκος κύματος ($< 10^{-12}$ nm).

Λήψη τομής σε PET

Για την διεξαγωγή της σάρωσης ένα ραδιενεργό ισότοπο- ανιχνευτής εγχέεται στην κυκλοφορία γύρω από τον ιστό ενδιαφέροντος. Όταν η συγκέντρωση στον ιστό μεγιστοποιηθεί τότε ο ασθενής εισέρχεται σε έναν θάλαμο "επενδυμένο" με ανιχνευτές- σπινθηριστές [85]. Καθώς το ραδιοϊσότοπο εξασθενεί, εκπέμπει ένα ποζιτρόνιο (αντιηλεκτρόνιο – θετικά φορτισμένο ηλεκτρόνιο), το οποίο θα ταξιδέψει στον οργανισμό για πολύ μικρή απόσταση (1mm) [86] και θα επιβραδύνει σε σημείο που να μπορεί να αλληλοεπιδράσει με ένα ηλεκτρόνιο [87]. Όταν συναντηθεί το αντιηλεκτρόνιο με το ηλεκτρόνιο, θα εξαϋλωθούν παράγοντας ένα ζευγάρι φωτονίων γ κινούμενων αντίθετα.

Ανιχνευτές- σπινθηριστές στον σαρωτή προσπαθούν να εντοπίσουν ταυτόχρονα και τις 2 ακτίνες γ που εκπέμφθηκαν και να σχηματίσουν μια γραμμή σύμπτωσης στην οποία συνέβη η εξαΰλωση. Αυτές οι γραμμές χρησιμοποιούνται από ανακατασκευαστικούς αλγόριθμους για να προσδιορίσουν την πηγή εκπομπής [88].



Εικόνα 51. PET και SPECT/CT Εξοπλισμός(www.qldxray.com)

Λήψη τομής σε SPECT

Σε αντίθεση με την τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων, όπου ανιχνεύεται η έμμεση εκπομπή φωτονίων γ , στην σάρωση εκπομπής μονού φωτονίου γίνεται εντοπισμός άμεσα εκπεμπόμενου φωτονίου. Πιο συγκεκριμένα, μια διάταξη με κάμερες γ που περιστρέφονται γύρω από το σώμα, καταγράφει την ακτινοβολία που εκπέμπεται μέσα από τον ιστό[89]. Αναλόγως την περιοχή που θέλουμε να εξετάσουμε, εφαρμόζουμε ραδιενεργό ιχνηθέτηση σε ουσία που παρουσιάζει αυξημένη απορρόφηση από αυτή την περιοχή. Έτσι, η ουσία φωσφορίζει (λόγω της ραδιενέργειας που φέρει) στην περιοχή που είναι συγκεντρωμένη και οι κάμερες καταγράφουν αυτή τη φωτοβολία σε φωτογραφίες 2 διαστάσεων, οι οποίες θα ενωθούν για να δώσουν λειτουργική απεικόνιση τριών διαστάσεων.[90]

Ποιότητα- χαρακτηριστικά εικόνας

Η συνήθης μέθοδος ανακατασκευής εικόνων είναι αυτή που εφαρμόζεται και στην υπολογιστική τομογραφία, η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή. Αν και είναι πολλή υψηλής ευαισθησίας σε εντοπισμό ραδιενεργού υλικού, και οι 2 τεχνικές παρουσιάζουν πολύ χαμηλή χωρική ανάλυση (128×128 , με διάσταση pixel περίπου 5 mm). Η κίνηση του ασθενούς θα κάνει ασαφή την εικόνα , ενώ θόρυβος προκαλείται από περιοχές υψηλής συγκέντρωσης σε ραδιενεργό υλικό. Οι περιοχές υψηλής συγκέντρωσης παρουσιάζονται πιο φωτεινές (hotspots) ενώ χαμηλής συγκέντρωσης σημεία είναι πιο σκοτεινά (coldspots)[91].

Η χωρική οριοθέτηση και η κατανόηση της ανατομίας της παθολογίας είναι εφικτή με την συνδυαστική χρήση απεικονιστικών τεχνικών, συνήθως με την ταυτόχρονη εφαρμογή υπολογιστικής τομογραφίας (PET/CT , SPECT/CT).

PET vs SPECT

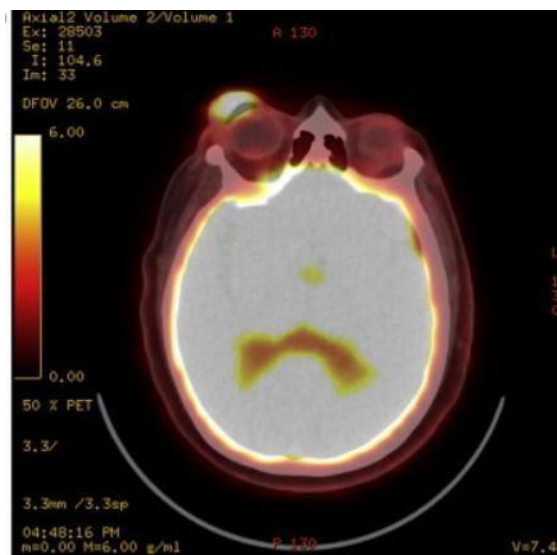
Και οι δυο τεχνικές απαιτούν αρκετό χρόνο για την λήψη των τομών (περίπου 2 ώρες). Η PET ωστόσο μπορεί να προσφέρει καλύτερη ανάλυση και αντίθεση, με πολύ μεγαλύτερο κόστος. Αντίστοιχα, η πιο οικονομική SPECT προσφέρει την δυνατότητα χρήσης ραδιοϊσοτόπων μεγαλύτερης διάρκειας και μεγαλύτερη ποικιλία[92].

Κίνδυνοι-αντενδείξεις

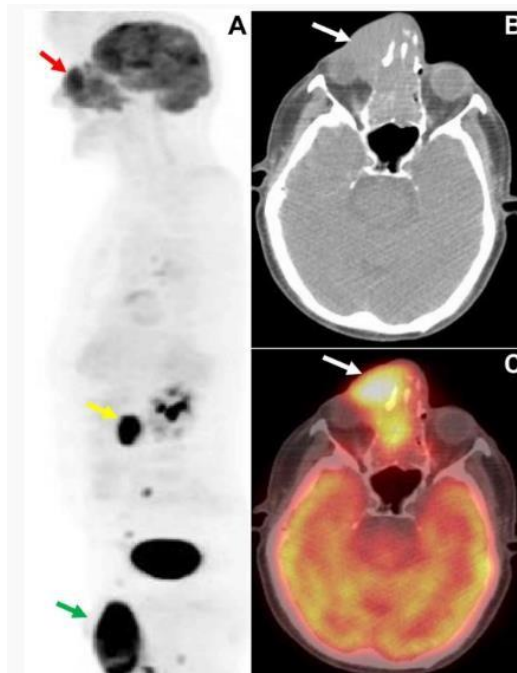
Ελάχιστες φορές έχει παρατηρηθεί αλλεργική αντίδραση στον ανιχνευτή. Επίσης, η ραδιενέργεια του ανιχνευτή είναι διαχειρίσιμη από τον οργανισμό δόσης και δεν έχει μακροχρόνιες επιπτώσεις, ωστόσο κυφορούσες και άτομα με νεφρικά προβλήματα πρέπει να αποφεύγουν τέτοιου είδους εξέταση[93].

Εφαρμογές στον οφθαλμό

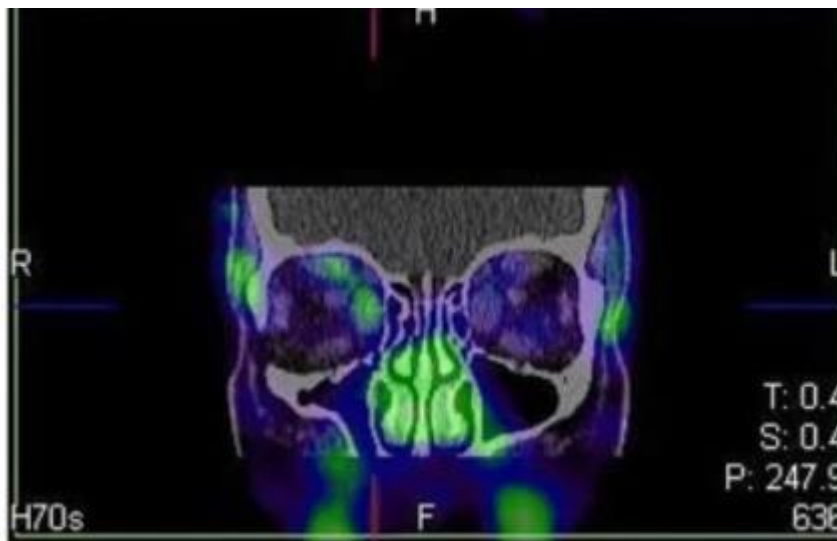
Μια ενδιαφέρουσα δυνατότητα της πυρηνικής απεικόνισης είναι η δυνατότητα ανίχνευσης ανωμαλιών σε περιοχές ιστών που εμφανίζονται φυσιολογικοί με άλλες τεχνικές, όπως αξονική και μαγνητική τομογραφία. Αν και γενικά η ιατρική απεικόνιση με χρήση πυρηνικής ενέργειας δεν βρίσκει ιδιαίτερη εφαρμογή στην οφθαλμολογία, υπάρχει ένας τομέας στον οποίο η PET/CT κερδίζει έδαφος καθορίζοντας την μορφή της παθολογίας: στην ογκολογία κόγχου και βολβού [94]. Οι κυριότερες εφαρμογές αφορούν το μελάνωμα ραγοειδούς, λεμφώματα, ρετινοβλάστωμα, καρκίνωμα βλεφάρων, επιπεφυκότα και δακρυϊκού αδένα αλλά και ο έλεγχος της λειτουργίας του οπτικού φλοιού[95].



Εικόνα 52.PET/CT - Καρκίνωμα Βλεφάρου (95)



Εικόνα 53. PET, CT, PET/CT σε λέμφωμα Β' κυττάρων , όχι τύπου Hodgkin's. (95)



Εικόνα 54. SPECT/CT με διόγκωση ορθών μυών, χαρακτηριστικό ενεργού οφθαλμοπάθειας Grave's (bmcendocrdisord.biomedcentral.com)

4. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Γενικά και ιστορικά στοιχεία

Οι πρώτες εφαρμογές των υπερήχων αφορούσαν ουσιαστικά τον υπολογισμό απόστασης μεταξύ πομπού και δέκτη του υπερήχου, με ιδιαίτερη εφαρμογή κατά τον Β παγκόσμιο πόλεμο για τον εντοπισμό εχθρικών αεροσκαφών και υποβρυχίων[96]. Βελτιώσεις του εξοπλισμού και της έρευνας του '50, οδήγησαν στην επιτυχημένη ιατρική χρήση υπερήχων για διαγνωστικούς λόγους, ενώ το 1956 έγινε από τους Mundt και Hughes χρήση Α-σάρωσης στην οφθαλμολογία για ανίχνευση ενδοφθάλμιου όγκου[97].

Η υπερηχογραφία είναι τεχνική ιατρικής απεικόνισης στηριζόμενη στην εφαρμογή υπερήχων. Δίνει την δυνατότητα εσωτερικής απεικόνισης δομών όπως μύες, τένοντες, αγγεία και όργανα καθώς και τον ανατομικό εντοπισμό υποβόσκουσας παθολογίας. Η γενική αρχή λήψης υπερηχογραφικής εικόνας στηρίζεται στον χρόνο που χρειάζεται η ανακλώμενη ηχώ ενός ηχητικού κύματος για να επιστρέψει (και η ένταση με την οποία θα ανιχνευθεί) , αφού εκπεμφθεί υπέρηχος στο σημείο ενδιαφέροντος.

Οι υπέρηχοι ανήκουν στα ηχητικά κύματα, που είναι επιμήκη, μηχανικά κύματα σωματιδιακής μετάδοσης . Απαιτούν ελαστικό μέσο για την διάδοσή τους, επομένως δεν διαδίδονται στο κενό[98]. Είναι η Τρίτη κατηγορία ηχητικών κυμάτων, καθώς κυμαίνονται σε συχνότητες 20kHz-3GHz, δηλαδή πάνω από το ανθρώπινο όριο ακουστικής αντίληψης. Τα ηχητικά κύματα χαρακτηρίζονται από: περίοδο T (χρόνος μίας πλήρους ταλάντωσης), συχνότητα F (αριθμός ταλαντώσεων σε 1 δευτερόλεπτο-αντίστροφο του T), μήκος κύματος λ και ταχύτητα διάδοσης c [99].



Εικόνα 55.Μηχάνημα απεικόνισης υπερήχων (<https://www.ygeia-petani.gr/>)

Παραγωγή-διάδοση-ανίχνευση υπερήχων.



*Εικόνα 56.Μορφοτροπέας- probe
κυρτής διάταξης(105)*

Υπερηχητικά κύματα παράγονται από μικροσκοπικούς πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους που βρίσκονται σε μια κεφαλή-probe (μορφοτροπέα) στο σύστημα υπερήχων. Όταν εναλλασσόμενο ρεύμα εφαρμοστεί σε αυτούς τους κρυστάλλους (η κεφαλή φέρει ηλεκτρόδια σε επαφή με τους κρυστάλλους), συστέλλονται και διαστέλλονται με την ίδια συχνότητα με την οποία το ρεύμα αλλάζει πολικότητα και η διαφορά στο μέγεθος των κρυστάλλων αποδίδεται ως υπερηχητικό κύμα. Αυτή η δέσμη διασχίζει το σώμα με συχνότητα ίδια με αυτή που παρήχθη. Αντιστρόφως, όταν η δέσμη επιστρέφει ως ηχώ στον μορφοτροπέα, αφού έχει έρθει σε επαφή με τους ιστούς, οι κρύσταλλοι θα αλλάξουν σχήμα και αυτή η μικροαλλαγή παράγει ένα ελάχιστο ηλεκτρικό ρεύμα που μεγεθύνεται και παράγει στην οθόνη την υπερηχογραφική εικόνα. Οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι μετατρέπουν ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική (ηχητικό κύμα) και το αντίστροφο [100].

Η διάδοση των υπερήχων στον αέρα δεν είναι ικανοποιητική και έτσι μια υδατοειδής γέλη παρεμβάλλεται μεταξύ probe και ιστού-δέρματος. Σε μαλακούς ιστούς η ταχύτητα διάδοσης (ανεξαρτήτως συχνότητας) ανέρχεται σε 1540 m/s., ενώ γενικότερα η ταχύτητα διάδοσης στα στερεά είναι μεγαλύτερη από αυτή στα υγρά[101].

Η ένταση του ηχητικού κύματος εξασθενεί καθώς ταξιδεύει κατά μήκος των ιστών λόγω της ανάκλασης, της διάθλασης και της σκέδασης που συμβαίνουν στα όρια διαφορετικής σύστασης ιστών, εξαιτίας διαφοράς πυκνότητας και ταχύτητας διάδοσης στο νέο μέσο (ακουστική αντίσταση)[102]. Η ηχητική δέσμη θα προωθηθεί μέσα από την πρώτη ιστική δομή, που θα συναντήσει, στην οποία φυσικά η πυκνότητα είναι ομοιογενής. Συνεπώς, σε αυτή τη φάση η ηχητική δέσμη διαδίδεται σε ευθεία διεύθυνση με σταθερή ταχύτητα. Όταν η ηχητική δέσμη φτάσει στο μεταίχμιο με μια συνεχόμενη γειτονική ιστική δομή, μέρος της ηχητικής δέσμης θα ανακλαστεί προς τα πίσω, προς τον ηχομετατροπέα και μέρος της θα συνεχίσει. Επίσης, ένα μέρος της θα διαθλασθεί και θα απορροφηθεί από τους ιστούς σύμφωνα με τους γεωμετρικούς κανόνες της οπτικής φυσικής. Όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά της ακουστικής αντίστασης μεταξύ δύο γειτονικών δομών, τόσο μεγαλύτερο το ποσοστό ανάκλασης της ηχητικής δέσμης. Το μέρος της που θα ανακλαστεί προς τα πίσω, θα ανιχνευθεί από τον ηχομετατροπέα και θα μετατραπεί σε ηλεκτρικό σήμα (π.χ. έντονη ή αδρή απεικόνιση ηπατικού παρεγχύματος)[103].

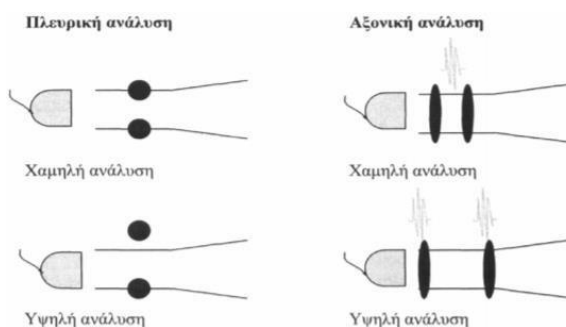
Χαρακτηριστικά δέσμης ηχούς

Όσο δυνατότερο είναι το σήμα της ηχούς, τόσο καλύτερη είναι και η ποιότητα της εικόνας. Αυξάνοντας την ενέργεια του κύματος θα αυξηθεί η διεισδυτική ικανότητα, αλλά επίσης και η παραγόμενη θερμότητα. Επίσης, όσο υψηλότερη είναι η συχνότητα, τόσο ρηχότερο είναι το βάθος διείσδυσης αλλά και καλύτερη η ποιότητα εικόνας. Σημαντικό είναι ο εφαρμοστής να διατηρεί μια κάθετη γεωμετρία μεταξύ εξεταζόμενου ιστού και probe, γιατί τότε είναι εντονότερη το σήμα λήψης. Η εξασθένιση είναι συνάρτηση του τύπου του ιστού και της συχνότητας του κύματος που εκπέμπεται και μετριέται σε decibel (dB), όπως και η ενίσχυση του σήματος όταν επιστρέφει στο probe. Μεγάλο ρόλο έχει και η υφή της επιφάνειας ανάκλασης, καθώς λείες επιφάνειες ανακλούν πολύ μεγάλο μέρος του προσπίπτοντος κύματος, ενώ τραχείες επιφάνειες σκεδάζουν μεγάλο μέρος του υπερήχου και εξασθενούν το σήμα. Επιπρόσθετα, υψηλότερες συχνότητες και ταχύτητες κυμάτων παρουσιάζουν μεγαλύτερο βαθμό απορρόφησης, όπως και μέσα διάδοσης-ιστοί υψηλής πυκνότητας.

Κάποιοι σημαντικοί παράμετροι που αφορούν τον μορφοτροπέα και την δέσμη της ηχούς είναι:

-η ηχογένεια των ιστών, δηλαδή το ποσό της ενέργειας που ανακλάται και λαμβάνεται από τον δέκτη και αποτυπώνεται στην οθόνη σε κλίμακα του γκρι. Ηχογενείς περιοχές αποτυπώνονται με άσπρο χρώμα, υποηχογενείς περιοχές (δεν αντανακλούν ήχο) με μαύρο, ενώ μέτριας ηχογένειας ιστοί αποτυπώνονται με αποχρώσεις του γκρι.

-η διακριτική ικανότητα, η οποία χωρίζεται σε αξονική (ελάχιστη οριζόντια απόσταση μεταξύ δύο στόχων ώστε να διακρίνονται ως 2 διαφορετικά σημεία) και πλευρική (ελάχιστη κάθετη απόσταση μεταξύ 2 στόχων ώστε να φαίνονται μεμονωμένοι). Η πλευρική ανάλυση είναι φτωχότερη της αξονικής και εξαρτάται από την διάμετρο της δέσμης. Η διάμετρος της δέσμης εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά του μορφοτροπέα και την απόστασή του, ενώ δέσμη μεγάλης διαμέτρου δυσχεραίνει τον διαχωρισμό μονάδων. Από την άλλη, η αξονική διακριτική ικανότητα αυξάνεται ποιοτικά αλλά μειώνεται ποσοτικά με την αύξηση της συχνότητας[104].



Εικόνα 57. Πλευρική και αξονική διακριτική ικανότητα(104)

-η εστίαση της δέσμης: Η ηχητική δέσμη έχει συγκεκριμένο προσανατολισμό και προσδιορίζει την κατανομή της ηχητικής ενέργειας στο χώρο, σχηματίζοντας δύο ζώνες (εγγύς και άπω). Στην άπω ζώνη η διακριτική ικανότητα είναι μέτρια και η δέσμη είναι λιγότερο εστιασμένη σε σχέση με την εγγύς ζώνη.[105]. Ελάττωση της διαμέτρου της δέσμης γίνεται προκαλώντας εστίαση της δέσμης, η οποία πραγματοποιείται μετά την κύρτωση της επιφάνειας παραγωγής των υπερήχων, δηλαδή του κρυστάλλου.

Σφάλματα

Η ανακλώμενη ηχητική πληροφορία που δεν προέρχεται από την στενή, εστιασμένη γραμμή της εκπομπής του υπερήχου (κεντρικός λοβός) , αντιμετωπίζεται ως *θόρυβος* και απορρίπτεται. Σήμα προερχόμενο από πλευρικό λοβό μπορεί να αποτελέσει πηγή ψευδενδείξεων (*ghost images*). Άλλα σημαντικά σφάλματα αποτελούν[106][107] :

-η ακουστική σκιά (*acoustic shadowing*): δομές πολύ υψηλής ηχογένειας (π.χ. οστά) αντανακλούν το μεγαλύτερο μέρος των ηχητικών κυμάτων, και τα ελάχιστα που τις διαπερνούν δεν επαρκούν για την εξερεύνηση της πίσω περιοχής, με αποτέλεσμα να σχηματίζονται σκοτεινές περιοχές.

-η ενίσχυση (*enhancement*):το αντίστροφο της ακουστικής σκιάς. Αδύναμες, ανακλαστικές επιφάνειες επιτρέπουν πολλά ηχητικά κύματα να τις διαπεράσουν, οπότε παρουσιάζουν μειωμένη εξασθένιση και εμφανίζονται πιο άσπροι οι ιστοί από πίσω.

-η αντήχηση (*reverberation*):η υπερηχογραφική εικόνα μπορεί να περιλαμβάνει πολλαπλά αντίγραφα μιας δομής με μεγάλη πυκνότητα , λόγω πολλαπλών ανακλάσεων εντός της δομής.

-η εικόνα-καθρέπτης (*mirror image*): το αντίγραφο μιας δομής μπροστά από μια ισχυρή, ανακλαστική δομή (που λειτουργεί ως κάτοπτρο για τον ήχο), εμφανίζεται πίσω από την δομή-καθρέπτη.

Πλεονεκτήματα- μειονεκτήματα διαγνωστικού υπέρηχου

Θεωρητικά, βλαπτική επίδραση στους ιστούς μπορεί να προκληθεί λόγω της θέρμανσης, των κοιλοτήτων και των μικρορευμάτων που προξενούν οι υπέρηχοι. Πρακτικά, ωστόσο, η υπερηχογραφία θεωρείται ασφαλής μέθοδος απεικόνισης, καθώς είναι αμελητέας σημασίας οι επιδράσεις της[108]. Κάποια σημαντικά πλεονεκτήματα της απεικόνισης με υπερήχους είναι η "ζωντανή" παρακολούθηση δομών (ουσιαστικά η συνεχόμενη προβολή υπερηχοτομογραφικών λήψεων σε ελάχιστο χρονικό διάστημα) και οργάνων, η τρισδιάστατη απεικόνιση, η μη χρήση βλαπτικής ακτινοβολίας και η δυνατότητα πολύ καλής απεικόνισης μυών, μαλακών ιστών και οστών. Στον αντίποδα, η διείσδυση των οστών από υπερήχους είναι δύσκολη, και έτσι δομές περιβαλλόμενες από οστά(π.χ. εγκέφαλος), να μην απεικονίζονται επιτυχώς. Επιπλέον, η παρουσία αέρα φθίνει την διάδοση των υπερήχων και την ποιότητα της εικόνας, όπως και η εφαρμογή τους σε παχύσαρκους ασθενείς. Στην οφθαλμολογία η χρήση υπερήχων

αντενδείκνυται σε περιπτώσεις υποψίας ενδοβολβικής ρωγμής, καθώς η πίεση που θα ασκήσει το probe ίσως επιδεινώσει την κατάσταση.[109]

Μορφές υπερηχογραφικής απεικόνισης με εφαρμογές στην οφθαλμολογία

Παρά την πρόοδο που έχει σημειωθεί στην οφθαλμική απεικόνιση, οι διάφοροι τύποι απεικονιστικών υπερήχων συνεχίζουν να παρέχουν πολύτιμες διαγνωστικές και ποσοτικές πληροφορίες για ένα εύρος διάφορων καταστάσεων, ειδικά σε συνθήκες όπου τεχνικές βασισμένες στο φως είναι δύσκολο να εκτελεστούν αποτελεσματικά[110]. Τρεις λειτουργίες υπερήχων χρησιμοποιούνται στην οφθαλμολογία: a) A- mode, b) B- mode, c) Doppler mode.

A-mode (Α-σάρωση)

Αποτελεί την πρώτη εφαρμογή υπερήχων για οφθαλμολογικό σκοπό ('50s), αλλά η χρήση της σήμερα είναι σχετικά περιορισμένη. Στην Α σάρωση ο μορφοτροπέας εκπέμπει τον παλμό υπερήχων και η επιστρεφόμενη ηχώ καταγράφεται σε μονοδιάστατη απεικόνιση, με μορφή ακίδων-επαρμάτων να ξεκινούν από την βάση. Όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά πυκνότητας και ταχύτητας διάδοσης των δυο μέσων στα σημεία ένωσής τους, τόσο δυνατότερη είναι η ηχώ και τόσο μ ψηλότερο είναι το σχηματιζόμενο έπαρμα[111]. Η συχνότητα που εφαρμόζεται κυμαίνεται από 8MHz έως 12MHz και το probe-διαγνωστικός στυλεός που χρησιμοποιούμε είναι στρογγυλής κεφαλής με ιδανικά κάθετη εφαρμογή/εκπομπή.

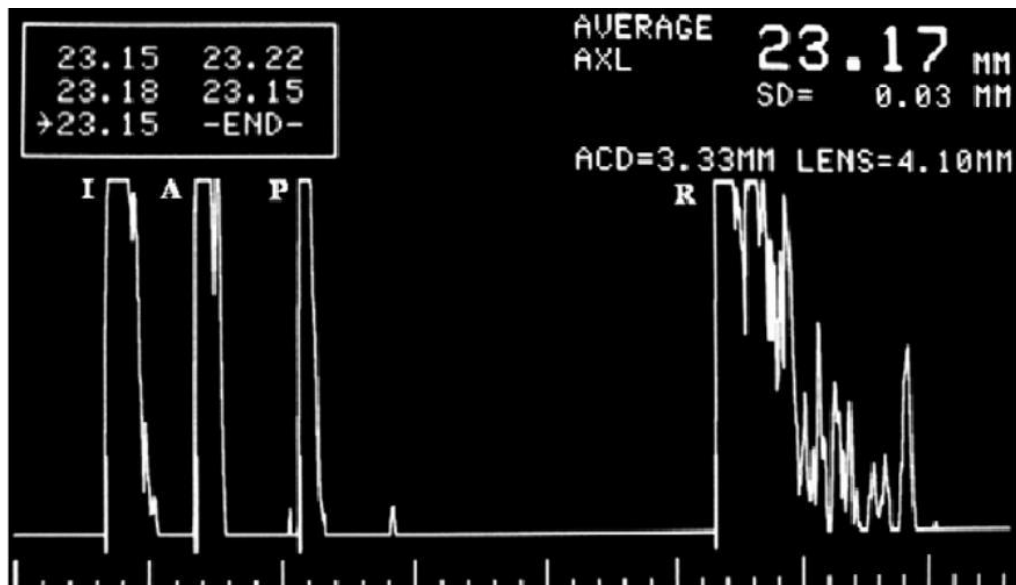
Υπάρχουν 2 μορφές Α σάρωσης:

-βιομετρική: για τον υπολογισμό του αξονικού μήκους του ματιού, το πάχος του φακού και του κερατοειδούς, το βάθος του ΠΘ, αλλά και για τον υπολογισμό της διαθλαστικής ισχύος του ενδοφακού σε χειρουργική καταρράκτη[112]. Πραγματοποιείται είτε με άμεση επαφή μορφοτροπέα σε αναισθητοποιημένο οφθαλμό, είτε με τεχνική εμπυθίσεως, με την παρεμβολή μίας υδατοειδούς ουσίας για καλύτερη πρόσφυση (προσθήκη ενός επιπλέον, αρχικού επάρματος στην απεικόνιση που αντιστοιχεί στην ουσία).

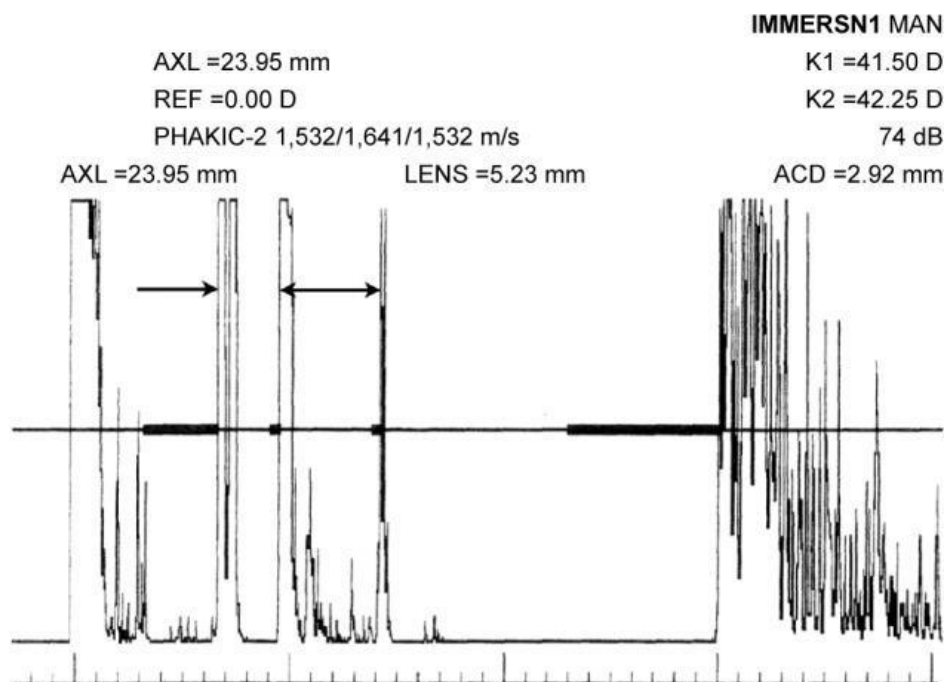
-διαγνωστική: έχουμε επαφή στυλεού με αναισθητοποιημένο οφθαλμό και ταυτόχρονη χρήση γέλης. Αυτό ου επιτυγχάνουμε με αυτή την μέθοδο είναι η σύγκριση του οφθαλμού του εξεταζόμενου με τυποποιημένα πρότυπα φυσιολογικής ηχητικής αντανάκλασης [113].



Εικόνα 58. Διαγνωστικός στυλεός-probe οφθαλμικής χρήσης(112)



Εικόνα 59. Αξονική Α σάρωση επαφής φυσιολογικού οφθαλμού. Η απόσταση I-A είναι το βάθος ΠΘ (ACD=3.33mm), η A-P είναι το πάχος του φακού (LT=4.1mm) και η I-R είναι το αξονικό μήκος του ματιού (AL=23.17mm). Τα επάρματα μετά τον αμφιβληστροειδή R αντιστοιχούν στον σκληρό και σε κοχλικούς ιστούς.. (Yu-Wen Lan, Jui-Wen Hsieh, Por-Tying Hung; Ocular biometry in primary angle-closure glaucoma, 2007)



Εικόνα 60. Βιομετρική Α σάρωση εμβύθισης. Το βέλος υποδεικνύει την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς, ενώ η πρώτη στήλη αντιστοιχεί στην υδατοειδή γέλη. Το διπλό βέλος δείχνει την πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του φακού, ενώ τα ενδιάμεσα τους επάρματα είναι ένδειξη καταρράκτη. Οι K ενδείξεις (πάνω δεξιά), συνδυαστικά με το αξονικό μήκος του ματιού, θα καθορίσουν την δύναμη του ενδοφακού. (114)

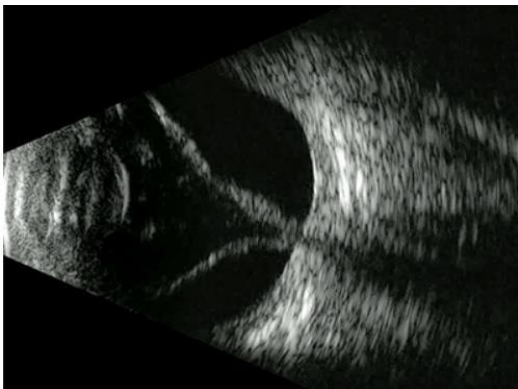
B-mode (B-σάρωση)

Δισδιάστατη απεικόνιση που αναπτύχθηκε το 1958[114]. Με χρήση παλμού υπερήχου και την ανάλογη τοποθέτηση του μορφοτροπέα λαμβάνουμε τομές σε οριζόντιο και κάθετο επίπεδο, και αντί για επάρματα, η απεικόνιση προκύπτει με φωτεινές και σκοτεινές κουκίδες σε κλίμακα του γκρι. Η συχνότητα εφαρμογής είναι τα 10 MHz με τον στυλέο σε άμεση επαφή με αναισθητοποιημένο οφθαλμό και χρήση γέλης, πολλές φορές πάνω από τα βλέφαρα. Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση παθήσεων, όγκων, αιμορραγιών, φλεγμονών και ξένου σώματος [115].

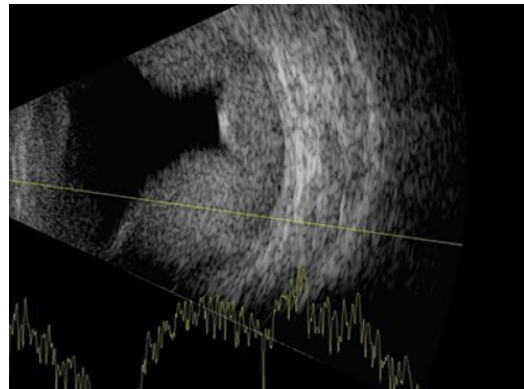
Όπως η κερατοειδική παχυμετρία είναι μια προσαρμοσμένη A σάρωση υψηλής συχνότητας, έτσι και η υπερηχογραφική βιομικροσκοπία (**UBM-ultrasound biomicroscopy**) είναι μια υψηλής συχνότητας(>50MHz) B-σάρωση που αναπτύχθηκε το 1989. Λόγω της υψηλής συχνότητάς της, η ποιότητα ανάλυσης που προσφέρει είναι υψηλή, με μικρό ωστόσο βάθος διείσδυσης (έως 7 mm). Χρησιμοποιείται για απεικόνιση του προσθίου μέρους του οφθαλμού όπου οι συμβατικές τεχνικές δείχνουν να υστερούν. Πρόκειται για υπερηχογραφία εμβυθίσεως για παρατήρηση ΠΘ και γωνίας του, ίριδας-κόρης-ακτινωτού σώματος και κερατοειδούς[116].

Κυριότερες κλινικές εφαρμογές[117]:

- μετατόπιση φακού και καταρράκτης
- αποκόλληση/αιμορραγία υαλοειδούς/χοριοειδούς/αμφιβληστροειδούς
- αξιολόγηση οπτικού δίσκου (π.χ. διαστάσεις) και οπτικού νεύρου (π.χ. γλοιώματα)
- ρετινοβλάστωμα και μελάνωμα χοριοειδούς
- τραύμα και ξένο σώμα
- παθολογία προσθίου τμήματος (π.χ. όγκοι, σπίλοι, σκληρίτιδες, αδιαφάνειες κερατοειδούς, αξιολόγηση γωνίας π.θ.)



Εικόνα 61. B-scan επικεντρωμένο στο ON σε αποκόλληση αμφιβληστροειδούς

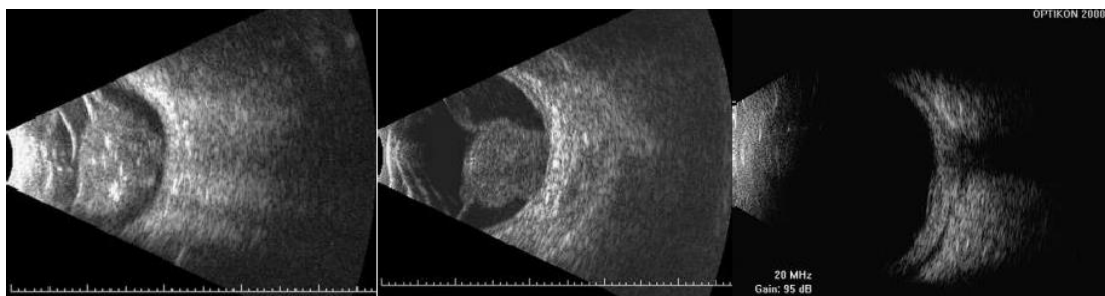


Εικόνα 62. συνδυασμός A και B σάρωσης σε αποκόλληση χοριοειδούς

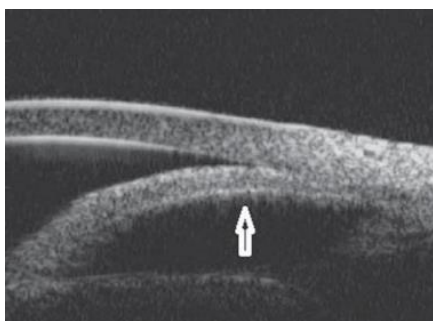


Εικόνα 63. Μετατόπιση φακού και αιμορραγία υαλοειδούς μετά από τραύμα

Εικόνα 64. Μετρήσεις του οπτικού νεύρου



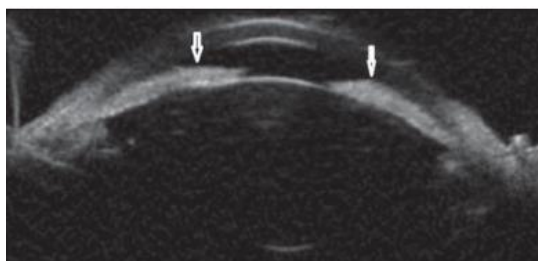
Εικόνα 65. Ρετινοβλάστωμα Εικόνα 66. μελάνωμα Εικόνα 67. Οπίσθια σκληρίτιδα



Εικόνα 68. Θόλος ίριδας που φράσσει γωνία ΠΘ



Εικόνα 69. Κύστη ίριδος



Εικόνα 70. Φακομορφικό γλαύκωμα



Εικόνα 71. ίνες κρεμαστήριου συνδέσμου

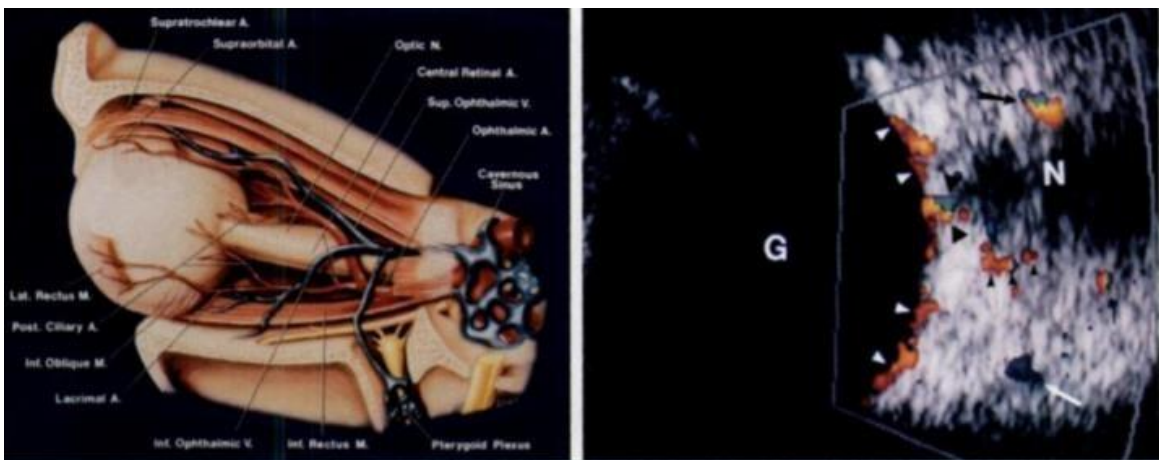
**Εικόνες 61-62: [97]

Εικόνες 63-67: [101]

Εικόνες 68-71: [117]

Doppler mode

Στηρίζεται στην αξιοποίηση του φαινομένου Doppler, δηλαδή στην αλλαγή συχνότητας των ανακλώμενων κυμάτων που παράγονται από ένα αντικείμενο που αρχικά κινείται προς και μετά μακριά από έναν σταθεροποιημένο δέκτη. Κωδικοποιεί με τη χρήση χρώματος πληροφορίες για την ροή του αίματος και την μέση ταχύτητά του σε αγγεία και ιστούς (π.χ. όγκους). Αιματική ροή με φορά προς το probe απεικονίζεται κόκκινη, ενώ με κατεύθυνση από το probe με μπλέ. Η έγχρωμη απεικόνιση Doppler επιπροβάλλεται στην Β σάρωση 2 διαστάσεων. Αν και εφαρμόζεται από τα τέλη της δεκαετίας '90, δεν χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στην διαγνωστική οφθαλμολογία[118].



Εικόνα 972.Φυσιολογική ανατομία αγγείων σε πλευρική αναπαράσταση και οβελιαία, έγχρωμη απεικόνιση ροής Doppler. Διακρίνουμε: οφθαλμική αρτηρία (μαύρο βέλος), κεντρικά αγγεία αμφιβληστροειδούς(μεγάλες μαύρες κεφαλές),οπίσθιες ακτινοειδείς αρτηρίες(μικρές μαύρες κεφαλές), χοριοειδικά και αμφιβληστροειδικά αγγεία(λευκές κεφαλές), κάτω οφθαλμική φλέβα(λευκό βέλος), G:βολβός, N:οπτικό νεύρο.[118]

5. ΟΠΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΣΥΝΟΧΗΣ-OCT

Εισαγωγή

Μια από τις πιο αξιοθαύμαστες εξελίξεις στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης, ιδιαίτερα στην οφθαλμολογία, είναι η οπτική τομογραφία συνοχής, που έχει βελτιώσει δραματικά την δυνατότητά μας να οπτικοποιούμε το πρόσθιο και το οπίσθιο μέρος του οφθαλμού[119].

Μια πρώτη 2D απεικόνιση σε ζώντα , ανθρώπινο οφθαλμό παρουσιάστηκε το 1990. Περεταίρω ανάπτυξη το 1991 από ομάδα του MIT και τον D. Huang οδήγησε και στην δημιουργία του όρου "optical coherence tomography"[120][121]. Το 1993 είχαμε την πρώτη εικόνα που διακρινόταν η δομή του αμφιβληστροειδούς.

Η OCT δίνει αντίστοιχες εικόνες με την A και B σάρωση (ασπρόμαυρα ή με έγχρωμη αναπαράσταση). Είναι ανάλογη τεχνική του υπερήχου και χρησιμοποιεί φως (υπέρυθρο) αντί για ηχητικά κύματα. Ένα probe εκπέμπει μια δέσμη φωτός σε έναν ιστό και με βάσει την καθυστέρηση των φωτεινών κυμάτων κατά την επιστροφή τους, μπορούμε να καθορίσουμε τα όρια και τα χαρακτηριστικά των ενδιάμεσων ιστών. Για μια πλήρη εικόνα αυτών των δομών, η διαδικασία επαναλαμβάνεται από διάφορες θέσεις πάνω από την επιφάνεια του ιστού που σαρώνουμε[122].



Εικόνα 73. Οπτικός τομογράφος συνοχής(<https://www.totaleye.net>)

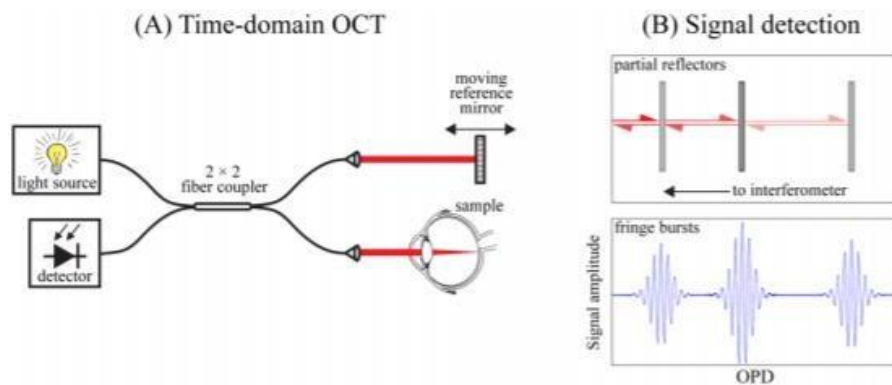
Η OCT βασίζεται στην χαμηλής συνοχής συμβολομετρία. Τα φωτεινά κύματα χαμηλής συνοχής έχουν μήκος συνοχής(απόσταση για την οποία σύμφωνα κύματα διατηρούν την συμφωνία τους – ίδια φάση στον χώρο/χρόνο) τέτοιο ώστε η συμβολή των κυμάτων (ταυτόχρονη διάδοσή τους στην ίδια περιοχή του ίδιου μέσου) να γίνεται σε απόσταση της τάξης των μικρομέτρων ή νανομέτρων [123]. Τέτοιο κύμα είναι η εγγύς υπέρυθη ακτινοβολία. Είναι τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος και μη ορατή "προέκταση" της κόκκινης ορατής ακτινοβολίας. Εκτείνεται από 700nm- 10⁶ nm, έχει πολύ μικρό διεισδυτικό βάθος (ελάχιστα χιλιοστά) , ενώ η απορρόφησή της προκαλεί αύξηση θερμότητας.

Βασική αρχή λειτουργίας

Μια συμβολομετρική διάταξη είναι ο πυρήνας κάθε συστήματος OCT. Το φως από μια χαμηλής συνοχής πηγή (800nm-830 nm) χωρίζεται από ένα διαχωριστή-κάτοπτρο σε δυο δέσμες κατευθυνόμενες προς δυο διαφορετικά άκρα του συμβολόμετρου. Το ένα άκρο ορίζεται ως άκρο αναφοράς, ενώ το άλλο στοχεύει στο δείγμα εξέτασης. όταν το φως εξέλθει από το άκρο κάθε άκρου μορφοποιείται από διάφορα μέσα (π.χ. φακοί) για να ελεγχθούν παράμετροι όπως σχήμα, βάθος εστίασης κ.α.. Στο άκρο αναφοράς το φως οπισθο-αντανακλάται από έναν καθρέπτη αναφοράς και επιστρέφει στο συμβολομετρικό σύστημα κινούμενο στο ίδιο μονοπάτι από το οποίο προήλθε. Η ίδια διαδικασία συμβαίνει και στην δέσμη του άκρου του εξεταζόμενου δείγματος (με την διαφορά ότι το φως οπισθο-ανακλάται από το δείγμα). Σε ανομοιογενή δείγματα, οι διάφορες δομές θα έχουν και διαφορετικό δείκτη διάθλασης , οπότε το φως που δεν θα απορροφηθεί, θα ανακλαστεί, σκεδαστεί και διαθλαστεί πολλές φορές, δημιουργώντας πολλαπλές ηχούς. Το επιστρέφον φως και από τα δυο άκρα , συνδυάζεται στον διαχωριστή και παράγει ένα μοτίβο συμβολής-αλληλεπίδρασης το οποίο καταγράφεται από τον ανιχνευτή[124].

Μέθοδοι ανίχνευσης χρονικής καθυστέρησης

Η απόσταση που διανύεται από την δέσμη αναφοράς είναι γνωστή. Ο ανιχνευτής μετρά την συμβολή ή την συσχέτιση της ηχούς του φωτός από τον οφθαλμό με την ηχώ, που έχει ταξιδέψει τη γνωστή διαδρομή αναφοράς καθυστέρησης. Διαφορετικές μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανίχνευση χρονικής καθυστέρησης ηχούς του φωτός, χρησιμοποιώντας την συμβολομετρία. Τα προηγούμενης γενιάς OCT συστήματα χρησιμοποίησαν την TD ή ανίχνευση χρονικού πεδίου, ενώ η σημερινή γενιά OCT βασίζεται στην FD ανίχνευση πεδίου-Fourier[125].



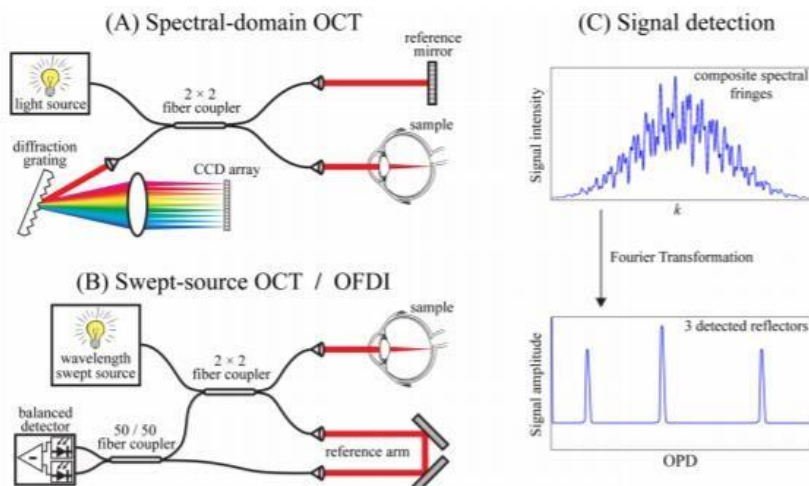
Εικόνα 74. Σχηματική διάταξη και ανίχνευση σήματος σε Time-domain OCT(126)

-TD-OCT: βασίζεται στην ανιχνευτική τεχνική που χρησιμοποιεί μια πηγή φωτισμού χαμηλής συνοχής (μονοχρωματική και στοχευμένη) και μια αναφορική καθυστέρηση σάρωσης σε έναν μεταβλητής απόστασης καθρέπτη αναφοράς. Όταν το ανακλαθέν φως από κάθε άκρο συνδυαστεί , θα συμβάλει μόνο αν το οπτικό μονοπάτι του ενός αντιστοιχιστεί με το μήκος του άλλου, και έτσι ο χρόνος που χρειάστηκε για να

ταξιδέγουν και οι δυο φωτεινές ακτίνες είναι σχεδόν ίδιες[126] (η απόκλιση της μεταξύ τους απόσταση απέχει λιγότερο από λ). Για κάθε σημείο του δείγματος, ο καθρέπτης αναφοράς σαρώνεται σε κατεύθυνση βάθους και η ένταση του φωτός καταγράφεται από τον ανιχνευτή. Έτσι, μια πλήρης ανακλαστική εικόνα του βάθους του ιστού καταγράφεται για κάθε σημείο απ' όπου επιστρέφει μια δέσμη φωτός. Αυτό είναι ένα A-scan (ανάλογο του υπερηχητικού). Για την δημιουργία εικόνας B σάρωσης, η δέσμη σαρώνει κατά μήκος το δείγμα.

-FD-OCT: σε αντίθεση με TD-OCT η FD-OCT χρησιμοποιεί φασματική πληροφορία για την παραγωγή A σάρωσης χωρίς την ανάγκη μηχανικής σάρωσης του μήκους του οπτικού μονοπατιού και πολύ πιο γρήγορα. Φως από μια πηγή που καλύπτει ένα ευρύ φάσμα μηκών κύματος τους εγγύς υπέρυθρου εκπέμπεται [127]. Το στιγμιαίο ρεύμα που παράγεται σε ένα FD-OCT σύστημα ανίχνευσης που το ανακλώμενο φως είναι μια συνάρτηση εξαρτημένη από το λ της πηγής που εφαρμόστηκε εκείνη την στιγμή. Οι αποκτώμενες πληροφορίες μετατρέπονται σε αξονική A σάρωση χρησιμοποιώντας μετατροπή Fourier. Δυο κύριες μέθοδοι χαρακτηρίζουν την FD-OCT: SD-OCT(spectral domain) SS-OCT(source swept).

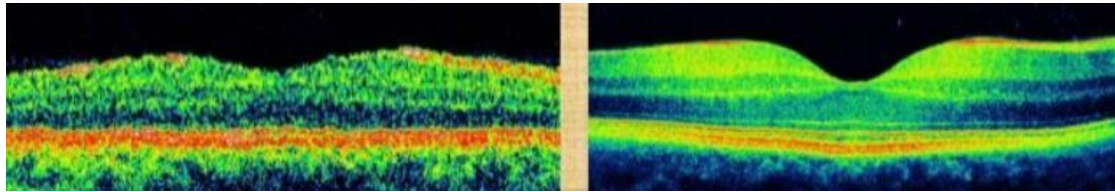
- Η SD-OCT έχει παρόμοια διάταξη με την TD αλλά ο ανιχνευτής είναι αντικατεστημένος από ένα φασματόμετρο. Το φασματόμετρο χρησιμοποιεί ένα διαθλαστικό στοιχείο για να διαχωριστεί χωρικά τα μήκη κύματος και έναν φακό για να τις προβάλει ως μικρές δεσμίδες λ πάνω σε μια CCD camera ανίχνευσης. Όλη η SD A-scan λαμβάνεται σε μια λήψη[128].
- Σε SS-OCT η πηγή φωτός της TD διάταξης αντικαθίσταται με ένα laser (γύρω από τα 1050nm) που συνεχόμενα εκπέμπει δέσμη ποικίλης συχνότητας στον χρόνο και το φάσμα συμβολής μετράται από φωτοανιχνευτές αντί για φασματόμετρο [129].



Εικόνα 75. Σχηματική διάταξη και ανίχνευση σήματος σε Fourier-domain OCT(126)

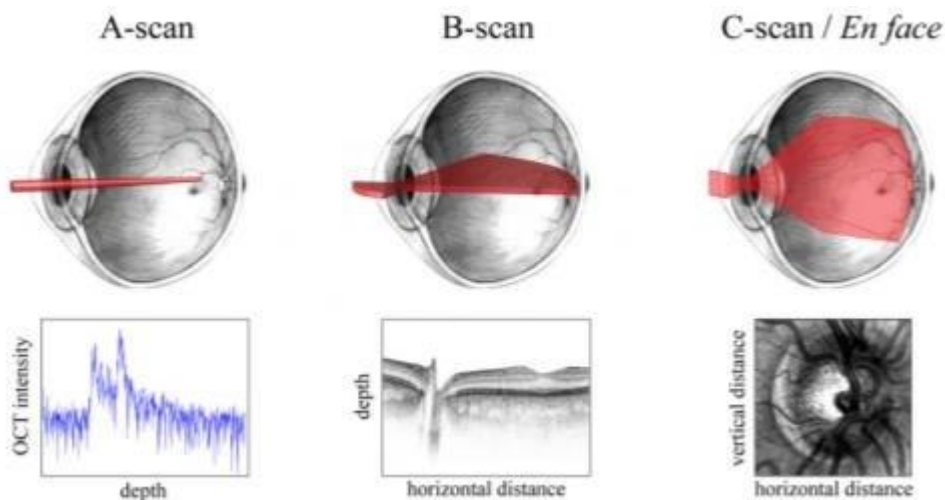
→TD vs FD

Γενικά η Fourier domain OCT προσφέρει 3 σημαντικά πλεονεκτήματα κατά της time domain: α) η υψηλότερη ευαισθησία με βελτίωση αναλογίας signal-to-noise, β) γρηγορότερη ταχύτητα λήψης, γ) λιγότερα σφάλματα κίνησης λόγω γρηγορότερης λήψης[130].



Εικόνα 76. Διαφορές ανάλυσης TD με FD

* Αν και οι προαναφερθείσες μέθοδοι OCT εξετάζουν, χρησιμοποιώντας μια εστιασμένη δέσμη, ένα μόνο σημείο του δείγματος την φορά και φτιάχνουν μια ογκομετρική εικόνα καταγράφοντας μια σειρά από A-scan, άλλη τεχνική καλούμενη FF-OCT (full-field) παράγει τομογραφική εικόνα με προσανατολισμό "κατά πρόσωπο" (en face). Αυτές οι ακτίνες είναι κάθετες στον οπτικό άξονα του άκρου του δείγματος και αποκτώνται με μια λήψη, χωρίς να σαρώνει η δέσμη την επιφάνεια του δείγματος. Οι τομογραφικές εικόνες παράγονται συνδυάζοντας τα συμβολομετρικά μοτίβα en face από διάφορα βάρη του εξεταζόμενου ιστού που καταγράφεται από μια κάμερα.



Εικόνα 77. Οι διάφορες μορφές σάρωσης του οπίσθιου τμήματος του βολβού.

Σχηματισμός-χαρακτηριστικά εικόνας

Σε ένα δείγμα υπολογίσιμου βάθους και πολλαπλών ανακλαστικών στοιβάδων, όσο μεγαλύτερος είναι ο χρόνος που απαιτείται για την ανίχνευση του ανακλώμενου κύματος, τόσο μεγαλύτερη είναι και η απόσταση που διάνυσε, ενώ η ένταση του σήματος εξαρτάται από την φύση του ιστού, το πομπό και τον δέκτη της ακτίνας. Η

οπτική τομογραφία παρέχει δυνατότητα εικόνας 2 ή 3 διαστάσεων και παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο. Η ανάλυση που παρέχει πλησιάζει αυτή του μικροσκοπίου, φτάνοντας και το 1 μ m (10 μ m-20 μ m μέσος όρος) σε 2-3 χιλιοστά πάχος και ανάλυση εικόνας 512x512 ή ακόμη και μεγαλύτερη, ενώ όσο αυξάνεται το βάθος η διακριτική ικανότητα προφανώς μειώνεται, καθώς οι ακτίνες απορροφούνται[131].

Στην OCT η ανάλυση της εικόνας διαφοροποιείται σε αξονική και εγκάρσια. Η αξονική ανάλυση εξαρτάται από το μήκος κύματος και το εύρος εκπομπής της πηγής και είναι καλύτερης ανάλυσης από την εγκάρσια. Η εγκάρσια ανάλυση στην OCT καθορίζεται από μτο μλεγεθος της κηλίδας της εστιασμένης δέσμης. Αυξάνεται χρησιμοποιώντας διάφραγμα που εστιάζει τη δέσμη σε μικρό μέγεθος , μικραίνοντας ταυτόχρονα το βάθος της εστίασης. Έτσι, σε απαίτηση πολύ υψηλής εγκάρσιας ανάλυσης προτιμάται απεικόνιση πρόσθιας προβολής ("κάτα πρόσωπο"-en face), παρά τομογραφική απεικόνιση[132].

Οι εικόνες που λαμβάνονται από την OCT αποδίδονται σε γκρι κλίμακα ή ψευδοχρωματική αποτύπωση. Σε κλίμακα του γκρι παρουσιάζεται μειωμένη ένταση σήματος (εξαιτίας της τεχνολογίας των Η/Υ). Καταλήγοντας, το λευκό (για τα επίπεδα γκρι) και το κόκκινο(για την ψευδοχρωματική απεικόνιση) αντιστοιχούν στο ισχυρότερο σήμα(έντονη αντανάκλαση), ενώ το μαύρο και το μπλέ στο ασθενέστερο σήμα. Τα διαφορετικά χρώματα αναπαριστούν διαφορετικές οπτικές ιδιότητες και διαστάσεις, όχι όμως και σιαφορετική μορφολογία ιστού[133].

OCT vs US

Αν και η οπτική τομογραφία είναι ανάλογης "ιδεολογίας" με την υπερηχοτομογραφία, παρουσιάζουν αρκετές διαφορές. Η οπτική τομογραφία, είναι μη επεμβατική μέθοδος, σε αντίθεση με τους υπερήχους, και μπορεί να προσφέρει γρηγορότερες σαρώσεις-λήψεις . Επίσης, οι μειωμένες πηγές σφαλμάτων-θορύβου(ανίχνευση ανεπιθύμητου φωτός που αντιμετωπίζονται από τον Η/Υ) αλλά και η φύση του φωτός , αποδίδουν τομογραφικές εικόνες οπτικής συνοχής ανώτερες από τις αντίστοιχες των υπερήχων. Το μειονέκτημα ωστόσο της OCT, είναι η αδυναμία εφαρμογής της σε αδιαφανή οπτικά μέσα, όπου δυσχεραίνει η διάδοση του φωτός.

Δυνατότητες και εξελίξεις OCT

-OCT angiography: Έχει αναδυθεί ως μη επεμβατική τεχνική απεικόνισης της μικροκυκλοφορίας του αμφιβληστροειδούς και του χοριοειδούς, με εφαρμογή από το 2014.Χρησιμοποιεί την αντανάκλαση φωτός laser της επιφάνειας κινούμενων, ερυθρών αιμοσφαιρίων για να απεικονίσει με ακρίβεια αγγεία σε διάφορα σημεία του βυθού. Η OCT σάρωση του αμφιβληστροειδούς ενός ασθενούς συνίσταται από πολλαπλές , μεμονωμένες Α σαρώσεις, οι οποίες όταν συνενώνονται σε μια Β σάρωση, παρέχουν τομογραφική, δομική πληροφορία. Με την αγγειογραφία οπτικής συνοχής, η ίδια περιοχή του ιστού απεικονίζεται επαναλαμβανόμενα, και οι διαφορές των σαρώσεων αναλύονται χρονικά, επιτρέποντας την ανίχνευση ζωνών με ρυθμούς

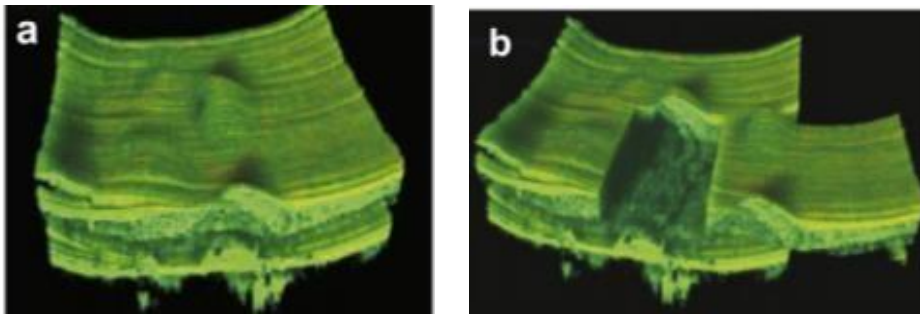
υψηλής ροής και ζώνες χαμηλής ή καθόλου ροής που παραμένουν αμετάβλητες κατά τις σαρώσεις. Γίνεται χρήση Fourier-domain μέθοδος ανίχνευσης σήματος, ενώ δεν απαιτεί χρήση "βαφής" ή παράγοντα αντίθεσης[134].

-Ευαίσθητη στην πόλωση PS-OCT: υποκατηγορία της Fourier domain. Προσφέρει μεγαλύτερη αντίθεση μέτρησης και αξιολογεί την αλλαγή της πολωτικής κατάστασης του σκεδαζόμενου-ανακλώμενου φωτός, εξετάζοντας την αλληλεπίδρασή του με τον ιστό.

- Προσαρμοστικής Οπτικής AO-OCT: κάνει χρήση αλγορίθμων για την εξουδετέρωση σφαλμάτων του οφθαλμού (όπως χρωματικά και σφαιρικά σφάλματα), επιτυγχάνοντας μεγαλύτερη εγκάρσια ανάλυση[135].

-Doppler OCT: αναλύει την αντίστοιχη αλλαγή στη συχνότητα του σήματος, όταν το φως ανακλάται από κινούμενα σωματίδια σε ροή.

-Υψηλής ανάλυσης-ταχύτητας OCT: αυξάνει την ποιότητα απεικόνισης βελτιώνοντας την αξονική ανάλυση με γρηγορότερη λήψη(χωρίς σφάλματα κίνησης), ανεξαρτήτως συνθηκών εστίασης.



Εικόνα 78. Υψηλής ανάλυσης OCT και εικονική Βιοψία ωχράς και μορφολογίας αμφιβληστροειδούς(135)

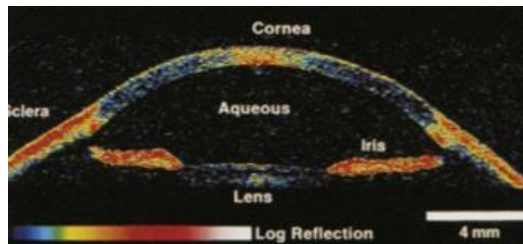
-OCT+SLO: Συνδυασμός οπτικής τομογραφίας συνοχής με οφθαλμοσκόπηση σάρωσης Laser για υψηλότερης ανάλυσης εικόνες, αυξημένη ικανότητα διάκρισης λεπτομερειών και διαχωρισμό- καθορισμό στρωμάτων και πάχους.

Κλινικές εφαρμογές στην οφθαλμολογία

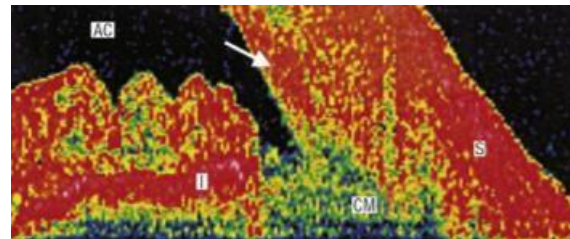
Οι πιο κοινές μέθοδοι αξιοποίησης της τεχνικής OCT στον οφθαλμό είναι για την αξιολόγηση του προσθίου τμήματος (Anterior segment AS-OCT), του οπίσθιου (Posterior segment PS-OCT) και των αγγείων(Angio-OCT). Πιο συγκεκριμένα, η αγγειογραφία οπτικής τομογραφίας εκτιμά την αγγειακή-κυκλοφορική υγεία του αμφιβληστροειδούς (π.χ. αιμορραγίες, νεοαγγειώσεις, αποφράξεις), η προσθίου τμήματος εξέταση είναι ιδανική για αξιολόγηση ΠΘ (π.χ. γωνία ΠΘ), αλλά και την επιφάνεια του οφθαλμού (π.χ. έλεγχος επιπεφυκότα), ενώ οι οπίσθιες δομές (π.χ. ωχρά, αμφιβληστροειδής, ON) ελέγχονται στην εξέταση οπίσθιου τμήματος[136]. Η τομογραφία πρόσθιου τμήματος καλύπτει μεγαλύτερη εξεταστική περιοχή. Κάποιες

από τις σημαντικότερες παθήσεις/καταστάσεις που η Oct συμμετέχει στη διάγνωση/παρακολούθηση είναι[137][138]:

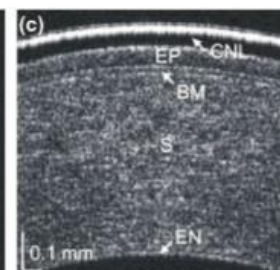
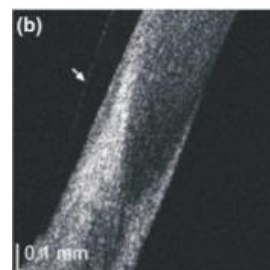
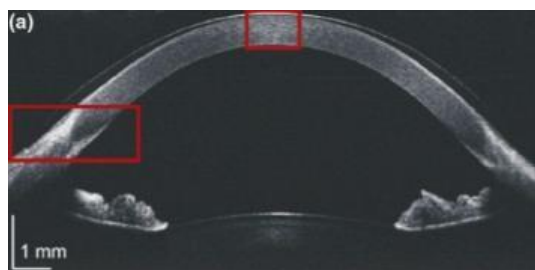
- Γλαύκωμα και έλεγχος γωνίας ΠΘ
- Ηλικιακή εκφύλιση ωχράς, κυστωειδές οίδημα ωχράς, σπή ωχράς
- Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, κεντρική ορώδης αμφιβληστροειδοπάθεια, διαχωρισμός και αποτύπωση στοιβάδων αμφιβληστροειδούς
- Έλεγχος αγγείων – κυκλοφορίας
- Έλεγχος κερατοειδούς



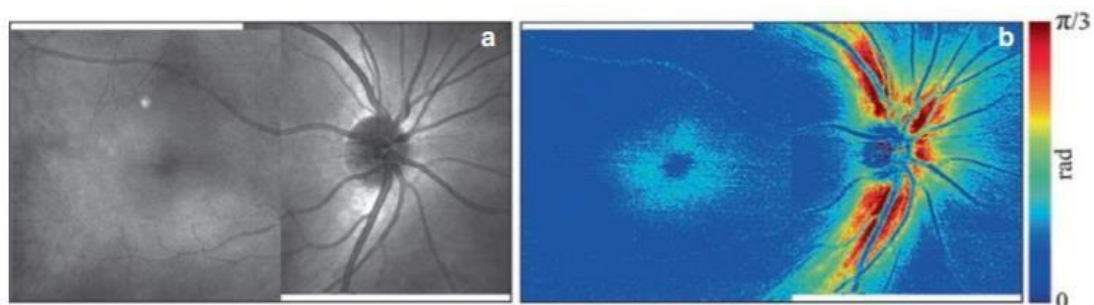
Εικόνα 79. TD-OCT προσθίου θαλάμου



Εικόνα 80. TD-OCT γωνίας ΠΘ

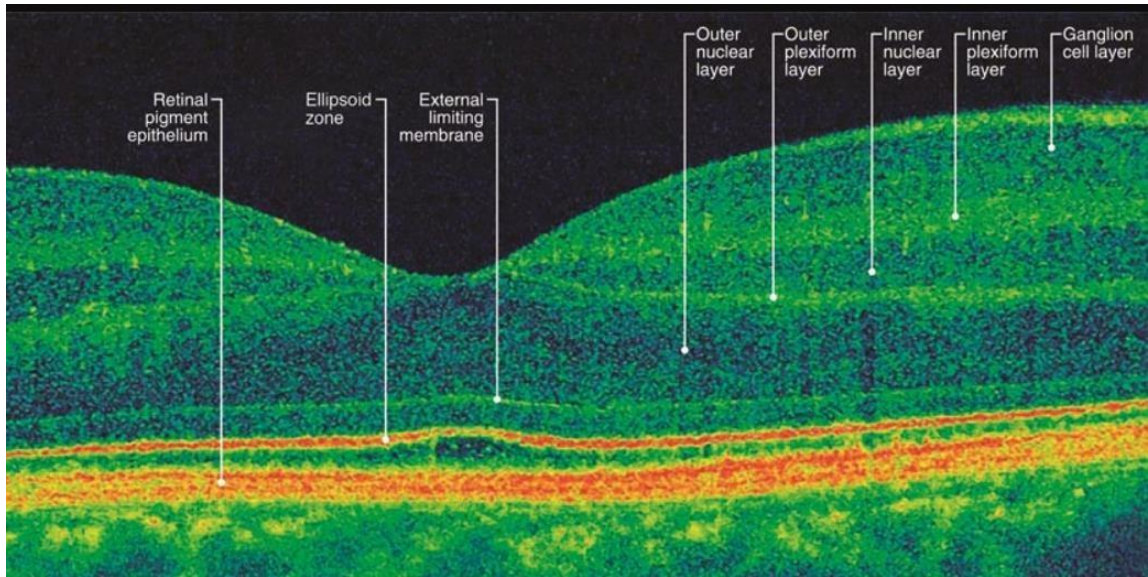


Εικόνα 81. FD-OCT προσθίου τμήματος μυωπικού οφθαλμού με εφαρμοσμένο φακό επαφής.

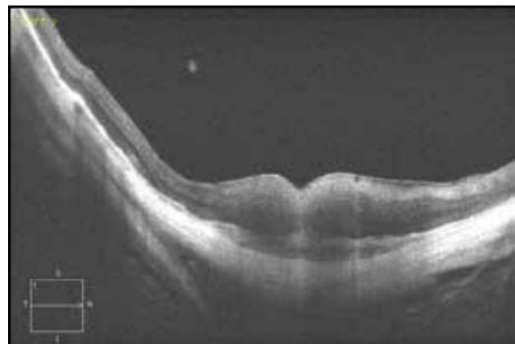
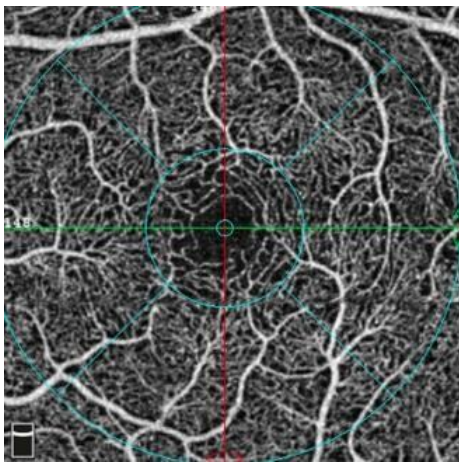


Εικόνα 82. OCT "en face" και PS-OCT ωχράς και ON

**Εικόνες 79-82: [135]

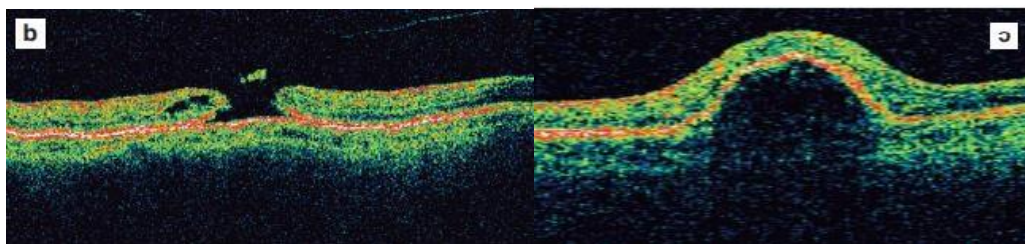


Εικόνα 83. Απεικόνιση διαστρωμάτωσης αμφιβληστροειδούς (<https://www.aao.org>)

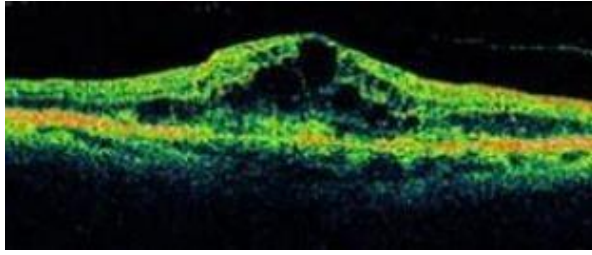


Εικόνα 84. Μικροκυκλοφορία ωχράς με Angio-OCT (<https://eyewiki.aao.org>)

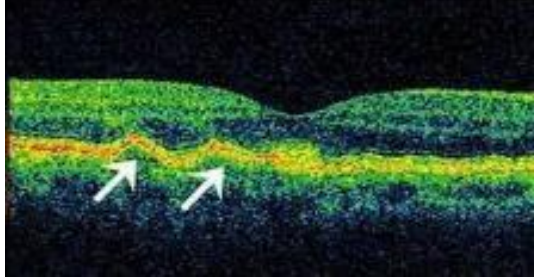
Εικόνα 85. Υποαμφιβληστροειδική αιμορραγία (125)



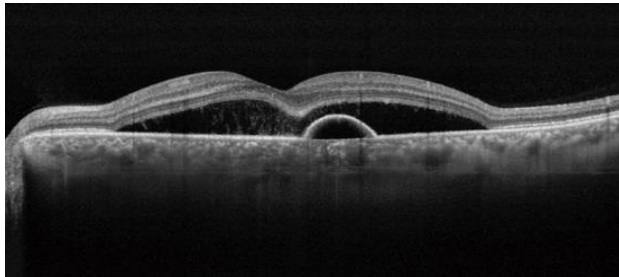
Εικόνα 86. Οπή ωχράς και αποκόλληση μελαγχρωστικού επιθηλίου (101)



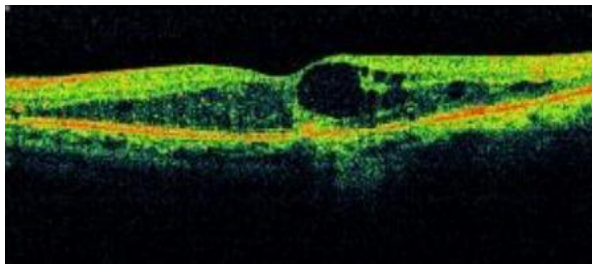
Εικόνα 87. Ηλικιακή εκφύλιση ωχράς υγρής μορφής.



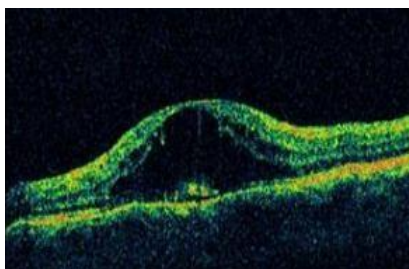
Εικόνα 88. Ηλικιακή εκφύλιση ωχράς ξηρού τύπου.



Εικόνα 89. Κεντρική ορώδης χοριοαμφιβληστροειδοπάθεια.



Εικόνα 90. Διαβητικό οίδημα ωχράς.



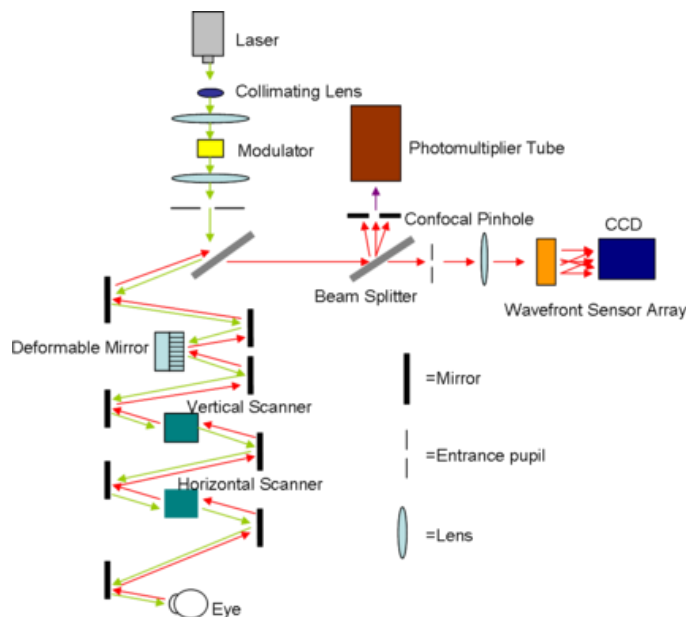
Εικόνα 91. Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια.

**Εικόνες 87-91: [136]

6. ΟΦΘΑΛΜΙΣΚΟΠΙΟ ΣΑΡΩΣΗΣ LASER(SLO)

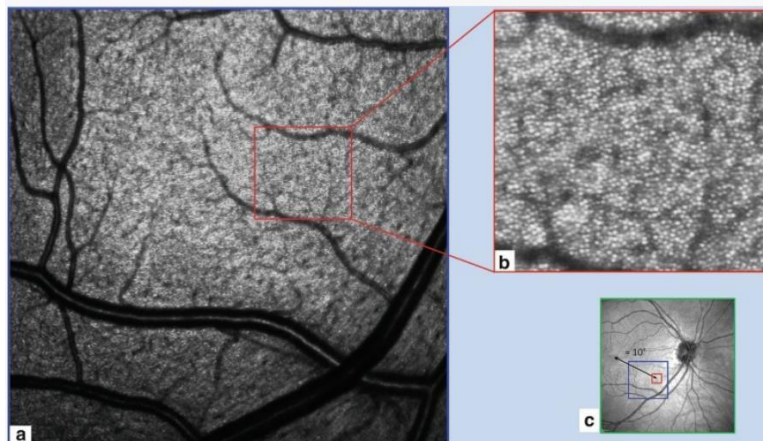
Γενικά στοιχεία

Πρόκειται για μη επεμβατική τεχνική απεικόνισης στηριζόμενη στην συνεστιακή μικροσκοπία σάρωσης laser , γι' αυτό και συναντάται και ως συνεστιακή οφθαλμοσκόπηση (confocal) cSLO. μέσω αυτής καθίσταται δυνατή η ιδιαίτερα υψηλής αντίθεσης και ανάλυσης ασπρόμαυρη, τρισδιάστατη παρατήρηση τόσο του αμφιβληστροειδούς(π.χ. γλαύκωμα, drusen HEΩ), όσο και της οφθαλμικής επιφάνειας. Αυτό επιτυγχάνεται με την χρήση πηγής laser και ενός διαφράγματος οπής (pinhole) σε ένα σύστημα συνεστιακού μικροσκοπίου[139]. Η κατασκευή του τοποθετείται στις αρχές της δεκαετίας του '80 από μια ομάδα του Πανεπιστημίου Yale , ενώ η πιο επιτυχημένη μορφή του SLO είναι ο συνδυασμός με OCT (SPECTRALIS).



Εικόνα 92. Διάγραμμα διάταξης AO-SLO (<https://www.wikiwand.com>)

Βασική αρχή: μια μονοχρωματική δέσμη laser κατευθυνόμενη από ένα κάτοπτρο ,σαρώνει σε οριζόντιες, παράλληλες σειρές τον βυθό για να φωτίσει διαδοχικά στοιχεία του αμφιβληστροειδούς, σε ελάχιστο χρόνο σημείο προς σημείο. Μια συνεστιακή-pinhole δομή είναι τοποθετημένη μπροστά από τον ανιχνευτή εικόνας σε εστιακό επίπεδο συζυγές με αυτό του αμφιβληστροειδή (Ο όρος συνεστιακός σημαίνει ότι η ανίχνευση πραγματοποιείται από ένα εστιακό σημείο που είναι πάντα συζευγμένο με την εστίαση του κινητού σημείου φωτισμού στον αμφιβληστροειδή). Η δομή εμποδίζει φως που δεν θα συνεισφέρει στην δημιουργία εικόνας, μειώνοντας έτσι σκέδαση και χρωματικά σφάλματα. Το φως που αντανακλάται από κάθε σημείο του αμφιβληστροειδούς λαμβάνεται από έναν φωτοπολλαπλασιαστή, το προϊόν εξόδου του οποίου, καταγράφεται και προβάλλεται ως εικόνα ή βίντεο.[140][141].



Εικόνα 93. Υψηλής ανάλυσης εικόνα SLO(<https://link.springer.com>)

Εφαρμογή Προσαρμοστικής Οπτικής

Το 1989 έγινε η προσθήκη προσαρμοσμένης οπτικής στο σύστημα SLO (AO-SLO). Με αυτό τον τρόπο, οι εκτροπές του οφθαλμικού συστήματος (σκέδαση ακτίνων φακού και κερατοειδούς) ελαχιστοποιούνται και το αποτέλεσμα είναι η ακόμη καλύτερη ανάλυση εικόνας που επιτρέπει όχι μόνο την διάκριση των στοιβάδων του αμφιβληστροειδούς, αλλά ακόμη και την μεμονωμένη κυτταρική παρατήρηση, όπως ραβδία και κωνία[142]. Η AO-SLO είναι η ιδανικότερη και πλέον λεπτομερής μέθοδος για απεικόνιση της αγγείωσης του βυθού(π.χ. για φλουοραγγειογραφία) [143].

Τομογράφος Χαϊδελβέργης(Heidelberg retinal tomography-HRT)



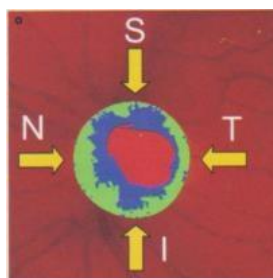
Εικόνα 94. Συσκευή HRT(<https://www.neovisioneyecenters.com>)

Αποτελεί την εμπορικότερο μορφή συνεστιακού Laser σάρωσης οφθαλμοσκόπιου. Προσφέρει την δυνατότητα έγχρωμης ή ασπρόμαυρης απεικόνισης τριών διαστάσεων της κεφαλής του ON και της στοιβάδας των νευρικών ιών, χωρίς ανάγκη πλήρους αδιαφάνειας διαθλαστικών μέσων ή καλά διασταλμένης κόρης. Χρησιμοποιείται διοδικό laser 680nm για λήψη 3D τομογραφικών εικόνων από συνδυασμό περίπου 32 δυσδιάστατων, διαδοχικών, οπτικών τομών πεδίου 15°x15°. Η τελική εικόνα έχει ανάλυση 384x384 με χωρική ανάλυση 10nm-30nm. Είναι η πρώτη απεικονιστική μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε στην προσέγγιση του γλαυκώματος, στοχεύοντας στην

παρατήρηση των δομικών μεταβολών του ΟΝ, για την ανίχνευση και εξέλιξη του γλαυκώματος[144][145].

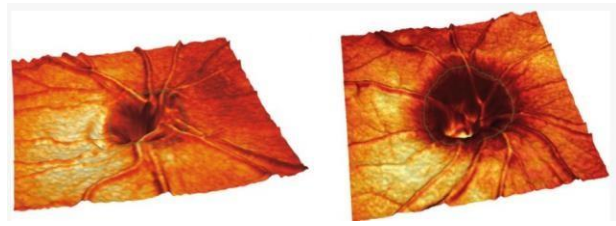
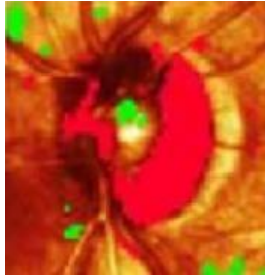
Αφού αποθηκευτεί η εξέταση, τα δεδομένα που ελήφθησαν μπορούν να επεξεργαστούν βάσει διαφόρων αλγορίθμων του λογισμικού του Η/Υ[146]. Οι βασικότεροι είναι:

- Εξέταση ISNT: μέσο ενός συγκεκριμένου αλγορίθμου εξετάζεται η ορθότητα του ISNT κανόνα, σύμφωνα με τον οποίο η κατώτερη περιοχή του χείλους του ΟΔ (inferior rim area) έχει, υπο φυσιολογικές συνθήκες, μεγαλύτερο πάχος σε σχέση με την αντίστοιχη ανώτερη περιοχή του χείλους του ΟΔ (superior rim area), η οποία ακολούθως έχει μεγαλύτερο πάχος από την ρινική περιοχή του χείλους (nasal rim area), που τέλος είναι παχύτερη από την κροταφική πλευρά του χείλους (temporal rim area). Ο έλεγχος του κανόνα γίνεται σε μια ανακλαστική εικόνα, δηλαδή σε μια ψευδοχρωματική αναπαράσταση του ΟΔ, αποτέλεσμα αθροίσματος σαρώσεων από την επιφάνεια προς τα βαθύτερα στρώματα του ΟΝ(σκούρες περιοχές αντιστοιχούν σε περιοχές με μειωμένη ανακλαστικότητα)



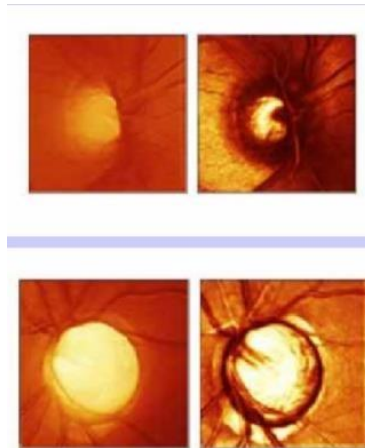
Εικόνα 95. Κανόνας ISNT (146)

- Αλγόριθμος εντοπισμού τοπογραφικών αλλαγών: Η τοπογραφική εικόνα αφορά πληροφορίες σχετικά με τις υψομετρικές διακυμάνσεις του ΟΔ. Περιοχές πιο φωτεινές βρίσκονται βαθύτερα από την αφοριστική γραμμή (contour line- οριοθέτηση) του ΟΝ, ενώ οι σκοτεινότερες είναι πιο επιφανειακές. Ταυτόχρονα ορίζεται το επίπεδο αναφοράς (reference plane) σε βάθος περίπου 50nm, που θεωρείται το βάθος κάτω από το οποίο οι ιστοί παραμένουν αμετάβλητοι κατά το γλαύκωμα. Η περιοχή πάνω από το επίπεδο αναφοράς είναι πιο κόκκινη και αντιστοιχεί στην επιφάνεια του ΟΝ (total rim/disc area), ενώ η περιοχή κάτω από αυτό παρουσιάζεται υποκίτρινη και είναι η κοίλανση του ΟΝ (cup area). Έτσι μπορούμε να υπολογίσουμε και την αναλογία κοίλανσης/δίσκο (cup/disc ratio), η οποία φυσιολογικά κυμαίνεται από 0.2-0.5, ενώ σε παθολογικές καταστάσεις αυξάνεται, καθώς αυξάνεται η επιφάνεια της κοίλανσης. Μια μέθοδος ανάλυσης της εξέλιξης του γλαυκώματος είναι η σύγκριση εικόνων για τον εντοπισμό τοπογραφικών αλλαγών[147].



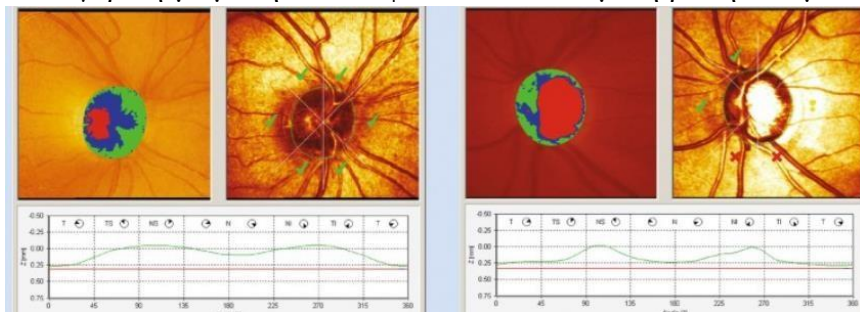
Εικόνα 96. Τα χρωματισμένα σημεία είναι αλλαγές που υποδεικνύουν την πρόοδο του γλαυκώματος(147)

Εικόνα 97. 3D απεικόνιση της επιφάνειας του ΟΝ. (<https://link.springer.com>)



Εικόνα 98. Φυσιολογικός ΟΔ(κάτω) και ΟΔ αυξημένης κοίλανσης σε προχωρημένο γλαύκωμα(κάτω)[147]

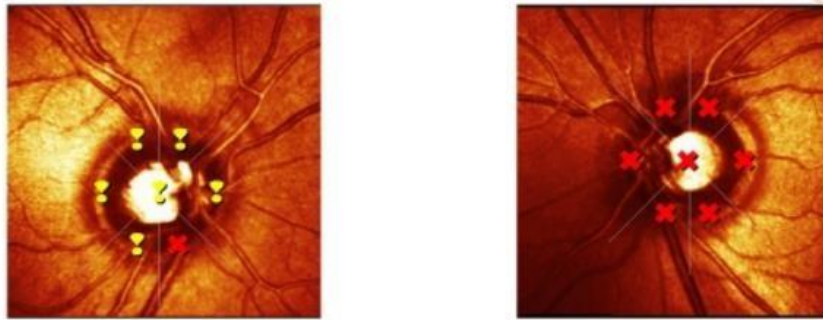
- Moorfields Regression analysis (MRA): ανάλυση της υποχώρησης των τοιχωμάτων του ΟΝ, στηριζόμενη στις αναλογίες του χείλους της κεφαλής του ΟΝ. Ο οπτικός δίσκος χωρίζεται σε 6 τμήματα, το κάθε ένα από τα οποία ταξινομείται είτε ως εντός φυσιολογικών ορίων, είτε οριακό, είτε εκτός ορίων σε σύγκριση με μια ηλικιακά/φυλετικά εστιασμένη βάση δεδομένων.



Εικόνα 99. Φυσιολογικό δεξί ΟΝ και εκτός ορίων αριστερό ΟΝ σε ανάλυση MRA(<https://link.springer.com>)

- Glaucoma Probability Score (GPS): Αυτή η ανάλυση χρησιμοποιεί 2 μετρήσεις της στοιβάδας των νευρικών ινών (retinal nerve fiber layer-RNFL) σε 2 μεσημβρινούς(κάθετα και οριζόντια) και τρεις παραμέτρους του οπτικού

δίσκου(κοίλανση, όριο, βάθος) ως δεδομένα εισαγωγής σε ένα λογισμικό που θα υπολογίσει την πιθανότητα ο ασθενής να έχει γλαύκωμα.



Εικόνα 100.Πιθανότητα γλαυκώματος 63% και 88% για ΔΟ και ΑΟ αντίστοιχα σε GPS ανάλυση(147)

Patient Information — Includes ethnic heritage. Data is compared to the selected ethnic-specific normative database.

Image Quality — Clear identification from “excellent” to “very poor.” Scores below 30 represent good-quality images.

Optic Disc Size — In addition to measured size, discs are identified as “small,” “average,” or “large.”

CUP — Topography image with cup in red and neuroretinal rim in blue and green. Provides quick visual assessment of cup-to-disc ratio.

RIM — Moorfields Regression Analysis (MRA) identifies sectors with rim damage. Green checks (✓) indicate results within normal limits, yellow exclamation points (!) indicate borderline, and red X's (✗) indicate outside normal limits. Temporal inferior and superior sectors are most sensitive for detecting early damage.

RNFL Profile Graph — Displays the height values at the optic disc margin going around the optic disc from the temporal side, to superior, nasal, inferior, and back to temporal (TSNIT). The green shaded area is the range within normal limits, yellow is borderline, and the red zone indicates outside normal limits compared to the selected ethnic-specific normative database.

HEIDELBERG ENGINEERING

**Heidelberg Retina Tomograph
OU Report**

Patient: — DOB: Dec/14/1951 Examination: Sep/24/2007
 Pat-ID: — Gender: male Ethnicity: African Origin

Quality: Excellent (SD: 8 μm) Initial Report Quality: Excellent (SD: 9 μm)
 Focus: -1.00 dpt Focus: -1.00 dpt
 Operator: dgp Operator: dgp

OD OS

Disc Size: 2.13 mm² (average) **CUP** Disc Size: 2.70 mm² (large)

| | | | |
|-----------------------------|----------------------|-------------------------------|----------------------|
| Linear Cup/Disc Ratio [] | | Cap Shape Measure [] | |
| 0.76 | Asymmetry ✓ 0.02 | 0.74 | Asymmetry ✓ -0.07 |
| p = 0.01 | p = 0.35 | p = 0.07 | p = 0.16 |
| Rim Area [mm ²] | | Rim Volume [mm ³] | |
| 0.91 | Asymmetry ✓ -0.33 | 1.21 | Asymmetry ✓ 0.26 |
| p = 0.001 | p = 0.17 | p = 0.001 | p = 0.05 |

MRA: Outside normal limits MRA: Outside normal limits

RNFL

| | | | |
|-------------------------------|----------------------|---------------------------|----------------------|
| Height Variation Contour [μm] | | Shear RNFL Thickness [μm] | |
| 0.28 | Asymmetry ✓ -0.15 | 0.43 | Asymmetry ✓ -0.02 |
| p = 0.19 | p = 0.03 | p = 0.5 | p = 0.5 |

Inter-Eye Asymmetry: 15%

Combined RNFL Profile

Software Version: 3.1.2.10
www.heidelbergengineering.com

Note: Text in colored boxes references the matching boxed areas highlighted on the sample report. Example: Text in gold box below refers to the gold boxes on the sample printout.

p-values — Statistical value comparing patient result to normative database.
 p < 0.05 = Borderline
 p < 0.001 = Outside Normal Limits
 Exact values are displayed unless the p-value is well within normal limits (p > 0.5) or is well outside normal limits (p < 0.001).

CUP, RIM, and RNFL Parameters — Adjusted for age and optic disc size, and compared to the selected ethnic-specific database. Classifications with the corresponding probability values are given.

Asymmetry — Quantifies the difference between eyes and shows the level of significance.

RNFL Profile Comparison — Degree of asymmetry can be visually assessed.

Inter-Eye Asymmetry — Evaluates the symmetry of the RNFL profile between eyes. If the correlation between eyes is good, the value will be near 0%.

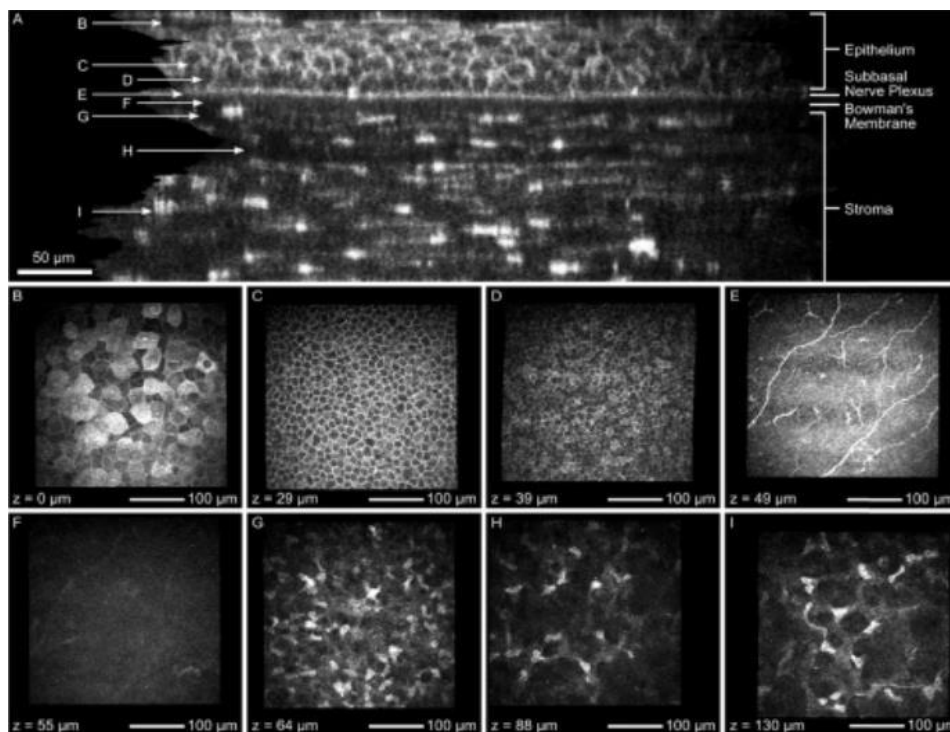
Εικόνα 101.ερμηνεία αναφοράς HRT(<https://www.heidelbergengineering.com>)

Απεικόνιση κερατοειδούς με HRT και Rostock Corneal Module(RMC)

Το RMC είναι μια αποσπώμενη προέκταση του τομογράφου Χαϊδελβέργης και ενσωματώνει ένα αντικειμενικό φακό για να μεταβάλει το εστιακό επίπεδο από τον αμφιβληστροειδή στον κερατοειδή, επιτυγχάνοντας ταυτόχρονα ανάλυση κυτταρικού επιπέδου. Τρεις ενσωματωμένοι φακοί υπάρχουν για την παροχή ανάλογου εύρους πεδίου, με ένα αναλώσιμο στοιχείο να παρεμβάλλεται μεταξύ τομογράφου και κερατοειδούς, για λόγους ασφαλείας και υγιεινής[148].

Το συγκεκριμένο είδος απεικόνισης εφαρμόζεται κλινικά για[149]:

- Αξιολόγηση επιφάνειας κερατοειδούς(για τραύματα και εναποθέσεις)
- Σύνδρομο ξηρού οφθαλμού
- Κερατίτιδες και συστημικές παθήσεις
- Αξιολόγηση επιπεφυκότα
- Μετεγχειρητικός έλεγχος κερατοειδούς
- Παρατήρηση στοιβάδων κερατοειδούς

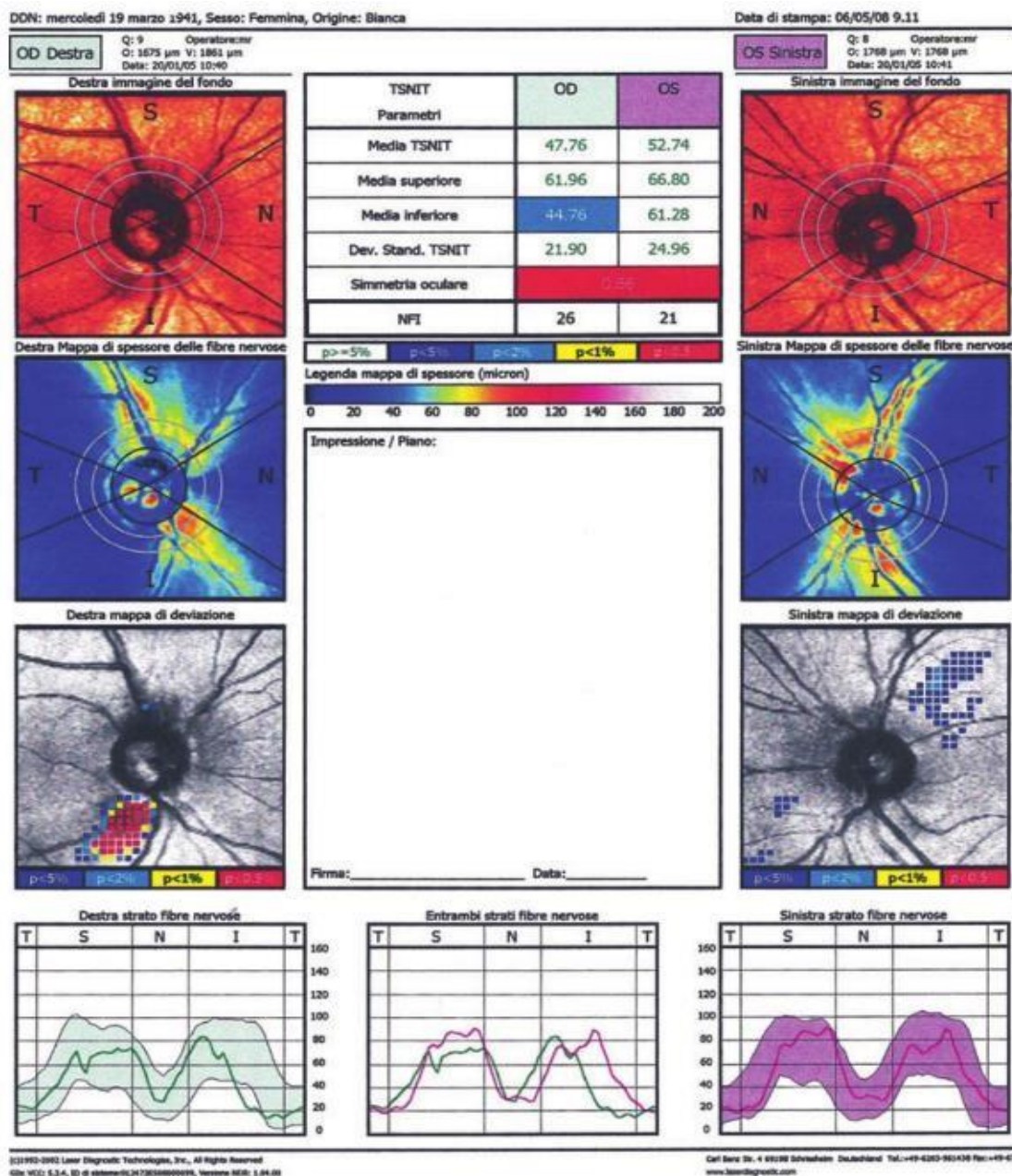


Εικόνα 102.Α) τομή κερατοειδούς, Β-Δ)επιθήλιο, Ε)αγγειακό πλέγμα, F)μεμβράνη Bowman, G-I)στρώμα (148)

Scanning Laser Polarimetry (SLP ή GDx)

Η σάρωση λέιζερ πολωσιμετρίας χρησιμοποιεί ένα συνεστιακό οφθαλμοσκόπιο λέιζερ με προσαρτημένο πολωσίμετρο. Παρέχει αντικειμενική, και με δυνατότητα αναπαραγωγής, RNFL μετρήσεις ποσοτικοποιώντας αλλαγές στην πόλωση της δέσμης που πραγματοποιείται όταν το φως προσπέσει σε ιστούς που έχουν τέτοια δυνατότητα

(να μεταβάλλουν την κατάσταση πόλωσης). Μια πολωμένη δέσμη 780 nm προσπίπτει στην αμφιβληστροειδική επιφάνεια και διπλό-αντανακλάται μεταξύ RNFL. Έτσι, 2 δέσμες ταξιδεύουν με διαφορετική ταχύτητα, προκαλώντας μεταβολές στην φάση της πόλωσης, ανάλογες με το πάχος του ιστού (όσο παχύτερος είναι ο ιστός, τόσο μεγαλύτερη είναι η καθυστέρηση). Επειδή το ίδιο φαινόμενο μπορεί να συμβεί και στις στοιβάδες του κερατοειδούς, με μια ειδική καταστέλλουμε τις συγκεκριμένες δέσμες για να εστιάσουμε στον αμφιβληστροειδή[150][151][152].



Εικόνα 103. Άνω-κροταφική RNFL γλαυκωματική βλάβη ΔΟ. Η βλάβη φαίνεται και στην εικόνα του Βυθού (1η σειρά), αλλά είναι πιο εμφανής στην απεικόνιση πάχους (2η σειρά) και ανύψωσης (3η σειρά). Το TSNIT γράφημα "πέφτει" στην σκιασμένη περιοχή της άνω-κροταφική χώρα. (150)

7. ΑΜΕΣΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ

Βιομικροσκοπία σχισμοειδούς λυχνίας

Η σχισμοειδής λυχνία (slit lamp) είναι ένα διόφθαλμο μικροσκόπιο , που έκανε της εμφάνισή του στην δεκαετία του '20 και η μέχρι σήμερα εξέλιξή του μας επιτρέπει την παρατήρηση τόσο της πρόσθιας επιφάνειας του οφθαλμού, όσο και το πρόσθιο και οπίσθιο ημιμόριο του βολβού. Αποτελείται από 2 μηχανικά μέρη:

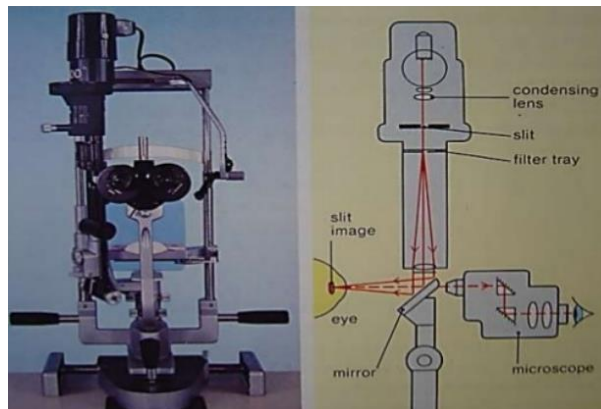
-σύστημα παρατήρησης: περιλαμβάνει φακούς μεγέθυνσης (6X- 50X) και έναν διόφθαλμο προσοφθάλμιο , προσαρμοσμένο στον εξεταστή.

-σύστημα φωτισμού: περιλαμβάνει τον λαμπτήρα, τα φίλτρα(π.χ. μπλέ σε συνδυασμό με φλουορεσκεΐνη για αξιολόγηση δακρυϊκής στοιβάδας, πράσινο για παρατήρηση αγγείων του επιπεφυκότα) και τις τεχνικές φωτισμού.



Εικόνα 104.Σχισμοειδής Λυχνία [151]

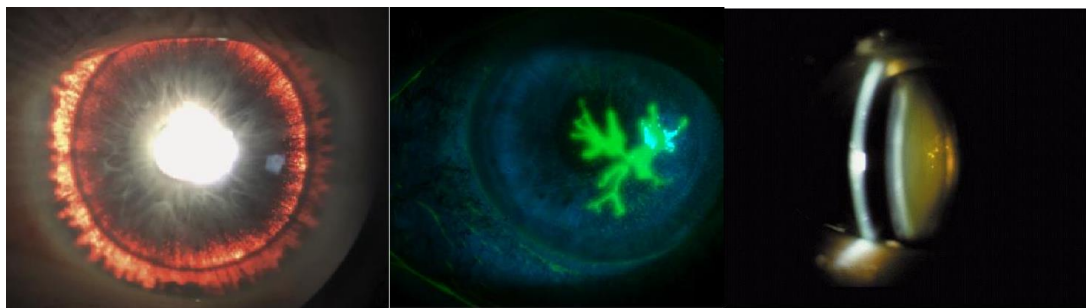
Με βάση την σχέση που έχουν τα μηχανικά μέρη της σχισμοειδούς λυχνίας (σύστημα φωτισμού πάνω ή κάτω από το σύστημα παρατήρησης) διακρίνονται σε Τύπου Zeiss και Τύπου Haag-Streit αντίστοιχα. Επίσης, οποιαδήποτε εικόνα παρατηρούμε, μπορεί να καταγραφεί με μια κάμερα προσαρτημένη στο σύστημα παρατήρησης , παρέχοντάς μας την δυνατότητα να ανατρέξουμε στο αρχείο και να συγκρίνουμε ευρήματα ή να παρακολουθήσουμε την εξέλιξη μιας κατάστασης.



Εικόνα 105.Λειτουργική αρχή σχισμοειδούς λυχνίας (<https://www.slideshare.net>)

Οι τεχνικές φωτισμού , άμεσου ή έμμεσου τύπου (απευθείας ή όχι φωτισμός της δομής ενδιαφέροντος) είναι όλοι οι τρόποι με τους οποίους μπορούμε να τροποποιήσουμε το εύρος-ύψος της σχισμής, την μεγέθυνση και την γωνία παρατήρησης , για να παρατηρήσουμε μια συγκεκριμένη δομή. Έτσι, αλλάζοντας την εστίαση και το βάθος είναι εφικτός και ο γενικός έλεγχος του οφθαλμού, αλλά και ο εντοπισμός κάποιας παθολογίας.

Κάποιες από τις σημαντικότερες καταστάσεις που χρησιμοποιείται η slit lamp είναι σχετικά με την αξιολόγηση της δακρυϊκής στοιβάδας και της επιφάνειας του κερατοειδούς, ο έλεγχος της γωνίας του ΠΘ, καθώς και της διαύγειας του υδατοειδούς υγρού και του φακού[153]. Άλλες δυο ιδιαίτερες όμως εφαρμογές της σχισμοειδούς είναι αυτές της γωνιοσκόπησης και της βυθοσκόπησης (έμμεση οφθαλμοσκόπηση).



| Αναλογία | Βαθμός | Γωνία |
|-----------------|--------|---------------------------------|
| >1:1 έως 1:1 | 4 | Πολύ ανοιχτή |
| 1:1 έως 1:1/2 | 3 | Ανοιχτή |
| 1:1/2 έως 1:1/4 | 2 | Στενή (πιθανότητα απόφραξης) |
| <1:1/4 | 1 | Πολύ στενή (κίνδυνος απόφραξης) |
| 0 | 0 | Κλειστή (απόφραξη) |



Εικόνα 106. Έλεγχος ίριδας με διασπορά χρωστικής με τεχνική iris transillumination(έμμεση παρατήρηση από ανάκλαση φωτός που έχει προσπέσει στον βυθό μέσω της κόρης) [<https://www.nejm.org>]
 Εικόνα 107. Ερπητική κερατίτιδα-εφαρμογή διάχυτου φωτισμού , σε συνδυασμό μπλέ φίλτρου με ενστάλαξη φλουορεσκεΐνης(η φλουορεσκεΐνη επικάθεται στα σημεία βλάβης, τα οποία γίνονται ορατά μέσω παρατήρησης με μπλέ φίλτρο)[<https://dr-salem.com/2018/10/05/corne>]

Εικόνα 108. Καταρράκτης Christmas tree (<https://entokey.com/cataract-clinical-types/>)

Εικόνα 109. Επιπλέοντα κύτταρα στον ΠΘ, ένδειξη πρόσθιας ραγοειδίτιδας (<https://www.aaopt.org/bcscsnippetdetail.aspx?id=d3f26080-54bd-442b-9990-8f7da012eb9c>)

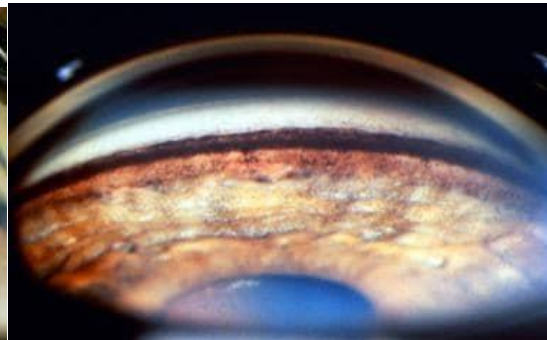
Εικόνα 110. Τεχνική Van Herrick για αξιολόγηση βάθους προσθίου θαλάμου (εκτίμηση με βάση το κενό μεταξύ αντανάκλασης ίριδας και αντανάκλασης κερατοειδούς) [<http://peoo.gr/sxismoeidis/>]

Γωνιοσκόπηση

Η εμφάνιση της τεχνικής τοποθετείται στο 1899 και, ενώ είναι υψίστης σημασίας οφθαλμολογική εξέταση, δεν χρησιμοποιείται εκτενώς κυρίως λόγω της εξειδίκευσης που απαιτεί. Είναι η χρήση ενός γωνιοφακού σε συνδυασμό με την σχισμοειδή λυχνία για παρατήρηση της ιριδοκερατοειδικής γωνίας του ΠΘ. Ο φακός τοποθετείται στην επιφάνεια του κερατοειδούς και εξετάζει κυρίως την ύπαρξη γλαυκώματος κλειστής ή ανοιχτής γωνίας, αλλά και παθολογικά ευρήματα που μπορεί να αποφράσσουν την γωνία [154].



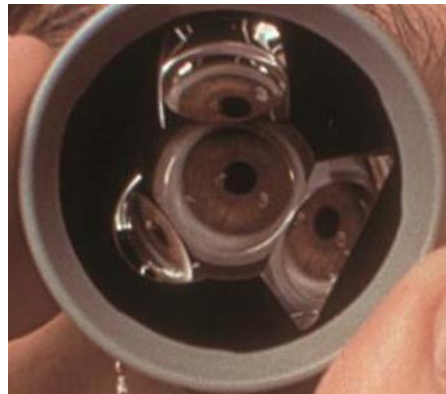
Εικόνα 112. Μελάνωμα ίριδας (<https://www.atlasophthalmology.com/photo.jsf;jsessionid=5A6DBDAA00D7> απορροής ΥΥ σε Μελαγχρωστικό Γλαύκωμα (156) e=en)



Εικόνα 111. Η χρωστική της ίριδας αποφράσσει την γωνία ΠΘ και το δίκτυο net/photo.jsf;jsessionid=5A6DBDAA00D7 απορροής ΥΥ σε Μελαγχρωστικό Γλαύκωμα (156)

Ο φακός δεν έρχεται σε απευθείας επαφή με τον κερατοειδή, αλλά παρεμβάλλεται ένα λιπαντικό υγρό ενδιάμεσα. Ο γωνιοφακός περιέχει ένα κεκλιμένο καθρέπτη που επιτρέπει να λάβουμε εικόνα από δομές που φυσιολογικά δεν μπορούμε να παρατηρήσουμε άμεσα [155]. Στο τεχνικό κομμάτι της εξέτασης, σχισμοειδής ρυθμίζεται στο χαμηλότερο φωτισμό και μεγέθυνση. Αφού τοποθετηθεί ο φακός, θα περιστραφεί έτσι ώστε όταν εντοπιστεί παθολογικό σημείο, να γνωρίζουμε ότι είναι αντικριστά του φακού. Όταν εντοπιστεί η βλάβη ή απλά το σημείο ενδιαφέροντος, αυξάνουμε την ένταση της φωτεινότητας. Υπάρχουν διάφορα είδη φακών αναλόγως της δομής που θέλουμε να παρατηρήσουμε. Για παράδειγμα, ο φακός Goldman, περιέχει 3 εσωτερικούς καθρέπτες με κλίση 59°, 67° και 73° για παρατήρηση προσθίου θαλάμου, προσθίου υαλώδους και αμφιβληστροειδούς, οπίσθιου υαλώδους και αμφιβληστροειδούς αντίστοιχα. Άμεση παρατήρηση του οπίσθιου πόλου (π.χ. ωχρά) επιτυγχάνεται μέσω παρατήρησης από την κεντρική περιοχή του φακού [156]. Δυο

πολύ σημαντικά σημεία που πρέπει να δοθεί προσοχή είναι: η κατάλληλη επιλογή αναισθητικού παράγοντα (για αποφυγή τυχών αλλεργιών) και το ποσό της πίεσης που θα ασκηθεί για την εξάλειψη του φαινομένου της εσωτερικής ανάκλασης (για να είναι δυνατή η παρατήρηση της γωνίας ΠΘ).



Εικόνα 113. Τοποθέτηση γωνιοφακού μετά την σχισμοειδή λυχνία (<https://www.reviewofoptometry.com/article/zoom-in-on-gonioscopy>)

Εικόνα 114. Παρατήρηση μέσα από γωνιοφακό Goldman (<https://www.aaopt.org/eye-health/treatments/what-is-gonioscopy>)

Βυθοσκόπηση- Έμμεση οφθαλμοσκόπηση

Πρόκειται για τεχνική εξέτασης βυθού που εφαρμόζεται από το '80[157]. Χρησιμοποιώντας έναν άλλο τύπο φακών, τους φακούς Volk, αποκτούμε στερεοσκοπικές εικόνες του οπίσθιου πόλου του οφθαλμού μη επεμβατικά. Πρόκειται για θετικούς φακούς ισχυρής δύναμης, που κατηγοριοποιούνται αναλόγως την διοπτρική ισχύ (συνήθως από 40D έως 90D), το εύρος πεδίου και την απόσταση εργασίας.

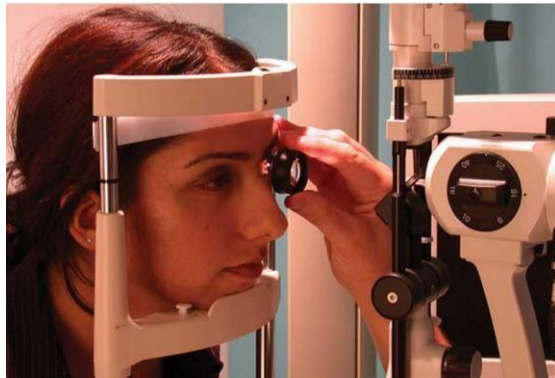
| Lens | Magnification | Magnification factor | Field of view (static/dynamic) | Working distance | Recommended use |
|--------------------|---------------|----------------------|--------------------------------|------------------|------------------------------------|
| 60D | 1.15x | 0.87 | 68/81 deg | 13mm | High magnification disc and macula |
| Super 66 | 1.0x | 1.00 | 80°/96° | 11mm | High magnification disc and macula |
| 78D | 0.93x | 1.08 | 81°/97° | 8mm | General screening |
| 90D | 0.76x | 1.32 | 74°/89° | 7mm | General screening |
| Superfield NC | 0.76x | 1.32 | 95°/116° | 7mm | General screening |
| Super vitreofundus | 0.57x | 1.75 | 103°/124° | 4-5mm | Wide field examination (>3mm) |
| SuperPupil XL | 0.45x | 2.22 | 103°/124° | 4mm | Examination through pupils <3mm) |

Εικόνα 115. Ιδιότητες ορισμένων φακών βυθοσκόπησης(161)

Υψηλότερη μεγέθυνσης και χαμηλότερη διοπτρική ισχύς , θα δώσουν μικρότερο οπτικό πεδίο, αλλά και το αντίστροφο. Ο κάθε φακός, αναλόγως της ισχύος του απαιτεί και διαφορετική λειτουργική απόσταση από τον οφθαλμό. Για φακό μεγαλύτερης

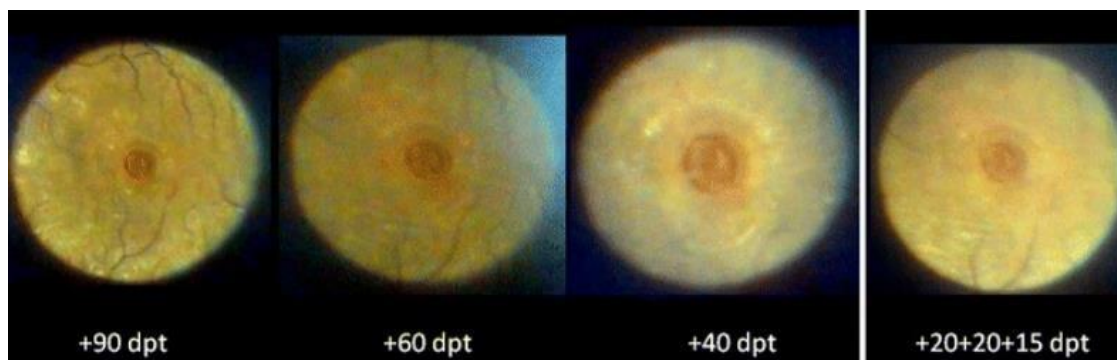
ισχύος, έχουμε μικρότερη εστιακή απόσταση άρα και χαμηλότερη απόσταση εργασίας, ενώ δεν παρίσταται ανάγκη για πλήρως διεσταλμένη κόρη[158][159].

Ξεκινώντας με χαμηλή μεγέθυνση και την στενότερη, δυνατή σχισμή δέσμης, τοποθετούμε τον φακό μπροστά από το κέντρο της κόρης. Μετατοπίζουμε τον φακό σταθερά εμπρός-πίσω μερικά χιλιοστά έως ότου εμφανιστεί ευκρινής εικόνα και σταθεροποιούμε. Θα πρέπει να θυμόμαστε ότι εξαιτίας του θετικού φακού, το είδωλο που θα σχηματιστεί είναι ανεστραμμένο. Αυτό σημαίνει πως, το πάνω μέρος του αντικειμένου παρατήρησης εμφανίζεται κάτω, και το δεξί εμφανίζεται στα αριστερά. Ο εξεταστής ζητά από τον ασθενή να μετατοπίσει το βλέμμα του για να εξεταστεί σε διάφορες βλεμματικές θέσεις και να λάβει εικόνα της περιφέρειας του βυθού[160].

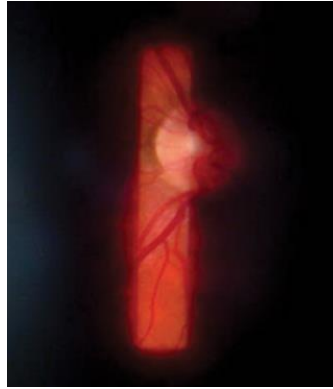


Εικόνα 116. Χρήση σχισμοειδούς λυχνίας με φακό Volk(151)

Μέσω της σχισμοειδούς παρατηρούμε μία τομή μόνο του αμφιβληστροειδούς, στις διαστάσεις της φωτεινής δέσμης. Ένας ειδικός αλγόριθμος του Η/Υ συνθέτει όλες αυτές τις τομές σε μία εικόνα και έτσι είναι εφικτή η ενιαία παρατήρηση του βυθού[161]. Ακόμη, με αλλαγή της αντίθεσης (π.χ. χρήση πράσινου φίλτρου) βελτιώνεται η παρατήρηση αγγείων και μεμβρανών. Με την τεχνική της διόφθαλμης, έμμεσης οφθαλμοσκόπησης είναι δυνατός ο εντοπισμός κάθε παθολογικής εμφάνισης του βυθού, από γλαυκωματικές αλλαγές στο οπτικό νεύρο μέχρι drusen ΗΕΩ και μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια.



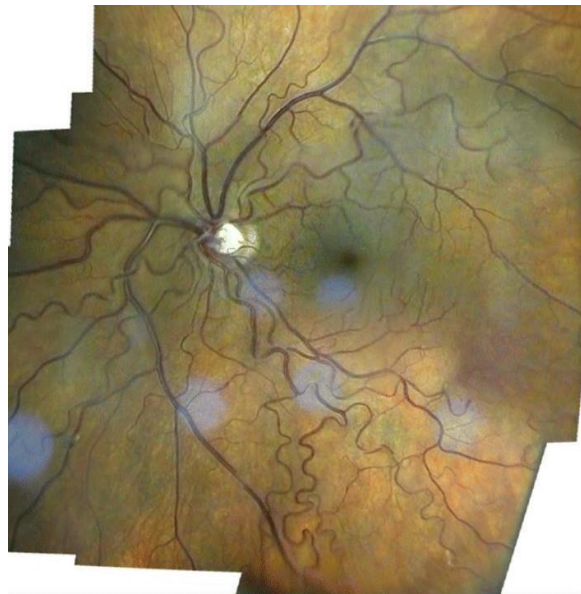
Εικόνα 117. Παρατήρηση δομής στον κεντρικό αμφιβληστροειδή μέσα από διάφορους φακούς. Παρατηρούμε πως όσο αυξάνεται η ισχύς του φακού, αυξάνεται το εύρος πεδίου και μειώνεται η μεγέθυνση(160)



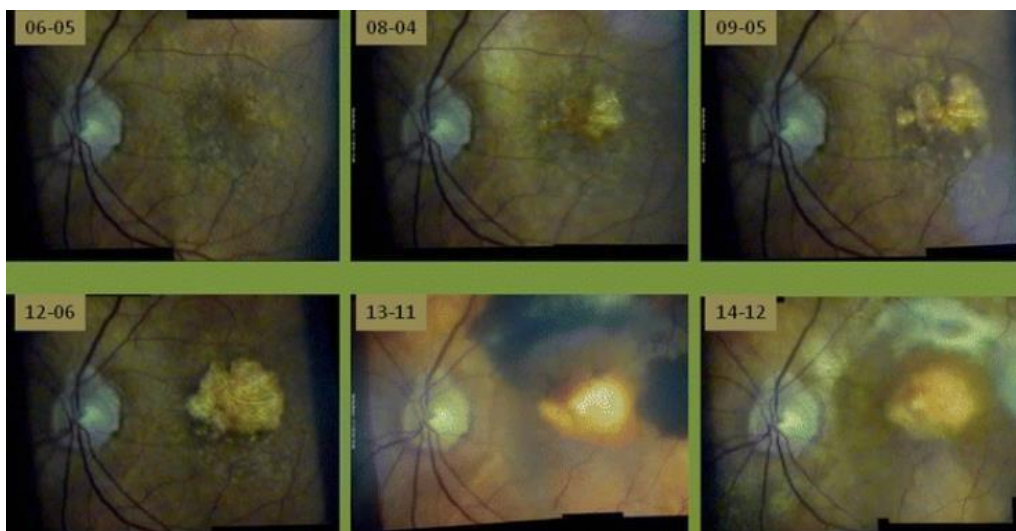
Εικόνα 118. Ο οπτικός δίσκος (160)



Εικόνα 119. Μελάνωμα χοριοειδούς(160)



Εικόνα 120. Σύνθεση εικόνας με ενισχυμένη αντίθεση αγγείων(160).



Εικόνα 121. Εξέλιξης ξηράς ΗΕΩ με υποαμφιβληστροειδική αιμορραγία. (160)

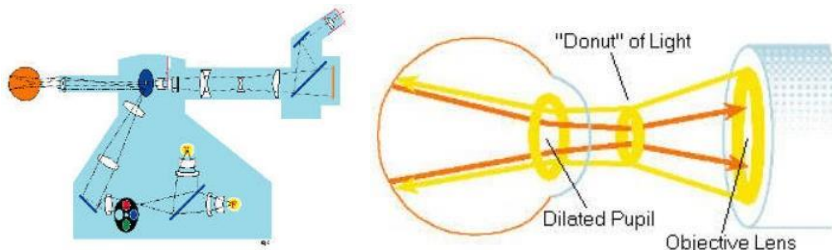
Κάμερα βυθού (Fundus camera)

Εφαρμόζεται ήδη , σε πρώιμη μορφή , από τα μέσα του 19^{ου} αιώνα. Είναι μια εξέταση οφθαλμικής απεικόνισης μέσω της οποίας μπορούμε να αποκτήσουμε έγχρωμες εικόνες του οφθαλμικού βυθού, εύκολα και γρήγορα με την δυνατότητα αποθήκευσης για δημιουργία αρχείου του ασθενούς. Η τελευταία δυνατότητα, θα βοηθήσει τον εξεταστή να συγκρίνει την εικόνα του εξεταζόμενου, τόσο με τα φυσιολογικά δεδομένα, όσο και με προηγούμενη κατάσταση του ίδιου για την παρακολούθηση κάποιας νόσου του βυθού.



Εικόνα 122 .Κάμερα βυθού(<https://olsonoptical.com/digital-fundus-photography/>)

Πρόκειται για συσκευή που περιλαμβάνει 2 μέρη: ένα χαμηλής ισχύος μικροσκόπιο και μια φωτογραφική μηχανή. Σε ένα παράλληλα τοποθετημένο σύστημα εκπέμπεται φως, που μορφοποιείται-κατευθύνεται μέσω φακών/καθρεπτών, σε σχήμα δακτυλίου μέσω της κόρης, φωτίζει τον αμφιβληστροειδή και εξέρχεται πάλι από την κόρη, διαμέσου του κενού του δακτυλίου, για να σχηματίσει ένα ορθό είδωλο.

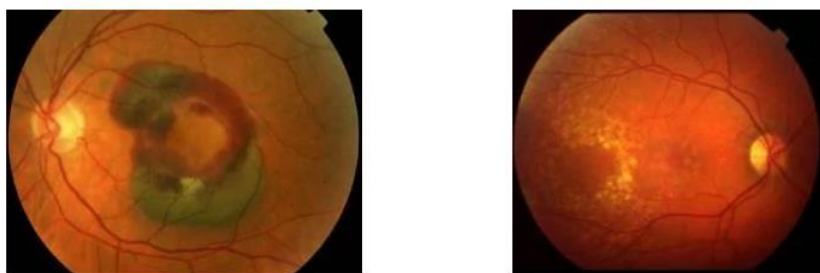


Εικόνα 123 και Εικόνα 124. Εσωτερική λειτουργία κάμερας βυθού(163)

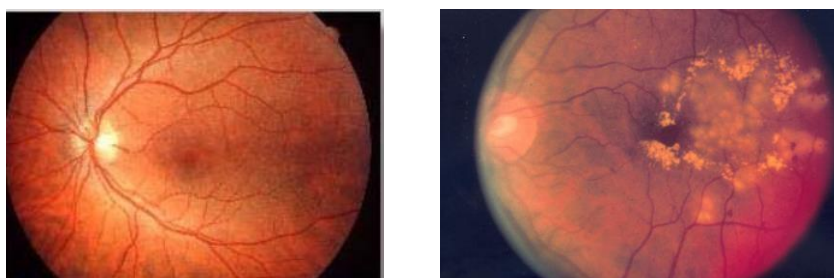
Το τυπικό εύρος πεδίου μιας εικόνας βυθού είναι 30° με 2.5X μεγέθυνση, ενώ ευρυγώνιοι (60°-140°) και υπερευρυγώνιοι (200°) επιτρέπουν πανοραμική εικόνα , με μικρότερη μεγέθυνση. Φακοί εύρους 20° είναι κατάλληλοι για στοχευμένη παρατήρηση με μεγαλύτερη μεγέθυνση(5X)[162]. Οι φωτογραφίες που λαμβάνουμε είναι δυο διαστάσεων, κάτι δυσκολεύει τον καθορισμό ανωμαλιών, λόγω έλλειψης εκτίμησης βάθους. Αυτή η δυσκολία μπορεί να παραλειφθεί και να δημιουργηθούν στερεοσκοπικές εικόνες, συνδυάζοντας λήψης τραβηγμένες από ελαφρώς διαφορετική γωνία[163]. Επίσης, η σωστή ευθυγράμμιση του συστήματος, η απόστασή του από τον

εξεταζόμενη (εστίαση), η κίνηση του εξεταζόμενου, αλλά και το πόσο καλά έχει διασταλεί η κόρη, θα επηρεάσουν την ποιότητα της εικόνας.

Με την πανοραμική εικόνα ελέγχεται η περιφέρεια του αμφιβληστροειδούς και του χοριοειδούς και η αγγειακή αξιολόγηση (π.χ. φλουραγγειογραφία- θα αναλυθεί στο επόμενο κεφάλαιο). Κατασκευασμένη να αποτυπώνει τις υπόλοιπες εσωτερικές δομές του οπίσθιου πόλου, η κάμερα βυθού αποτελεί έναν πολύ ισχυρό σύμμαχο για την διάγνωση/εξέλιξη παθήσεων όπως ηλικιακή εκφύλιση ωχράς κηλίδας, διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, αποκόλληση αμφιβληστροειδούς, νεόπλασμα χοριοειδούς, αγγειακές παθήσεις και γλαύκωμα.



Εικόνα 125 και Εικόνα 126. Υγρή και Ξηρά ΗΕΩ(<https://www.emanousakis.gr/>)



Εικόνα 127. Φυσιολογικός Βυθός (163)

Εικόνα 128. Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια
(https://en.wikipedia.org/wiki/Fundus_photography)



Εικόνα 129. Γλαυκωματικό ΟΝ (156)

Εικόνα 130. Αμφιβληστροειδίτιδα από κυτταρομεγαλοϊό(156)

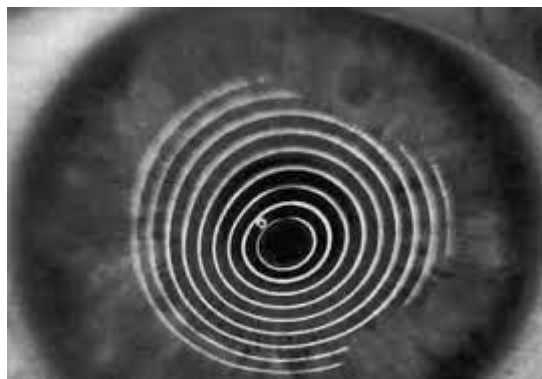
Τοπογράφος Κερατοειδούς

Είναι μια μη επεμβατική μέθοδος απεικόνισης , με την οποία σχηματίζεται η μορφή, το πάχος, η κυρτότητα και η ομαλότητα του κερατοειδούς. Η συσκευή ουσιαστικά αποτελείται από μια κάμερα και έναν υπολογιστή που επεξεργάζεται την εικόνα που λαμβάνει ο χειριστής από την επιφάνεια του κερατοειδούς, και την αποδίδει σε διάφορες σχηματικές αναπαραστάσεις.

Έχει ήδη εισαχθεί από τον 17^ο αιώνα ως τεχνική, με την πρώτη σημαντική εξέλιξη να ακολουθεί στα τέλη του 19^{ου} αιώνα. Ακολουθούν οι κύριες τεχνολογίες που χρησιμοποιούμε στη σύγχρονη τοπογραφία κερατοειδούς .

Ο δίσκος του Placido (Placido disc)

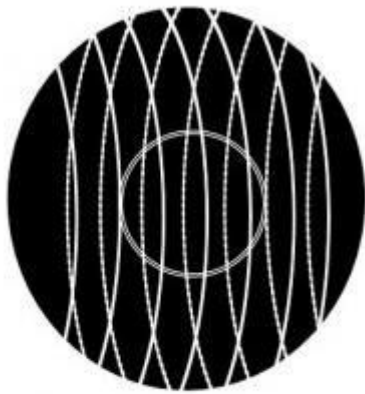
Ο κύριος οπτικός ρόλος του κερατοειδούς είναι η διάθλαση και η εστίαση των ακτίνων του φωτός , λειτουργώντας ως θετικός φακός. Ωστόσο, ως μη ιδανική διαθλαστική επιφάνεια , αντανακλά κάποιο από το προσπίπτον φως και σε αυτό το φαινόμενο στηρίζεται η τοπογραφία. Ο δίσκος είναι μια συσκευή κατασκευασμένη από ομόκεντρους δακτυλίους , σχεδιασμένους με λευκό συνήθως χρώμα πάνω σε μαύρο φόντο. Ο κερατοειδής (για την ακρίβεια το δακρυϊκό φιλμ) ανακλά αυτή την διάταξη των δακτυλίων και η κάμερα την καταγράφει. Ένας υπολογιστής αναλύει την απόκλιση της διάταξης των δακτυλίων σε σχέση με το πρότυπο (π.χ. σύγκλιση δακτυλίων) και εξάγει τα αντίστοιχα αποτελέσματα- μετρήσεις. Σημαντικά μειονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι η ευαισθησία της εστίασης, η σχετικά μικρή επιφάνεια του κερατοειδούς που καλύπτει , αλλά και το γεγονός ότι δίνει πληροφορίες μόνο για την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς[164].



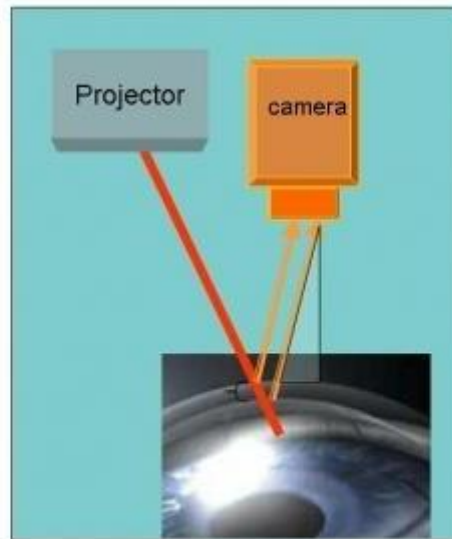
Εικόνα 132. Τοπογράφος Placido(<https://www.interempresas.net>)
Εικόνα 132. Προβολή δακτυλίων στην κερατοειδική επιφάνεια
(<https://www.emedi.gr>)

Τεχνική σάρωσης σχισμής (Scanning-slit topography)

Μια άλλη τεχνική που χρησιμοποιεί φωτεινές δέσμες σε μορφή τομής-σχισμής. Πιο συγκεκριμένα, 20 ρινικής και 20 κροταφικής προέλευσης δέσμες σαρώνουν κάθετα τον κερατοειδή (σε 240 σημεία η κάθε μία) σχηματίζοντας γωνία 45° με την κάμερα . Στη συνέχεια, ο Η/Υ υπολογίζει το πάχος και την ανύψωση της πρόσθιας αλλά και της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς. Αυτή η τεχνική λαμβάνει πιο ακριβείς μετρήσεις και σε μεγαλύτερη έκταση, με μειωμένη ταυτόχρονα ανάγκη εστίασης και εξάρτηση από το δακρυϊκό φίλμ.



Scanning Slit pattern



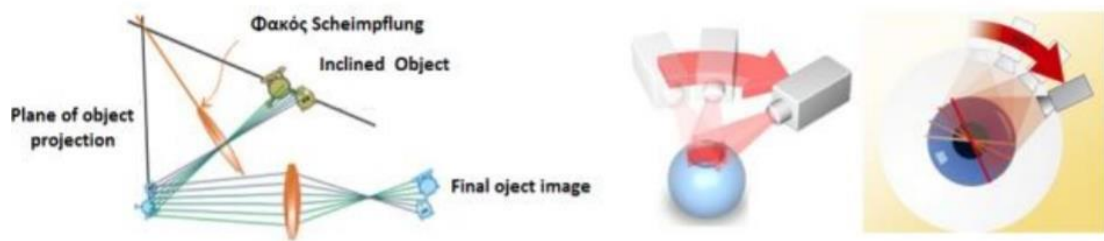
Concept of triangulation

Εικόνα 133.Κερατοειδική προβολή και αρχή λειτουργίας scanning-slit τοπογραφίας(167)

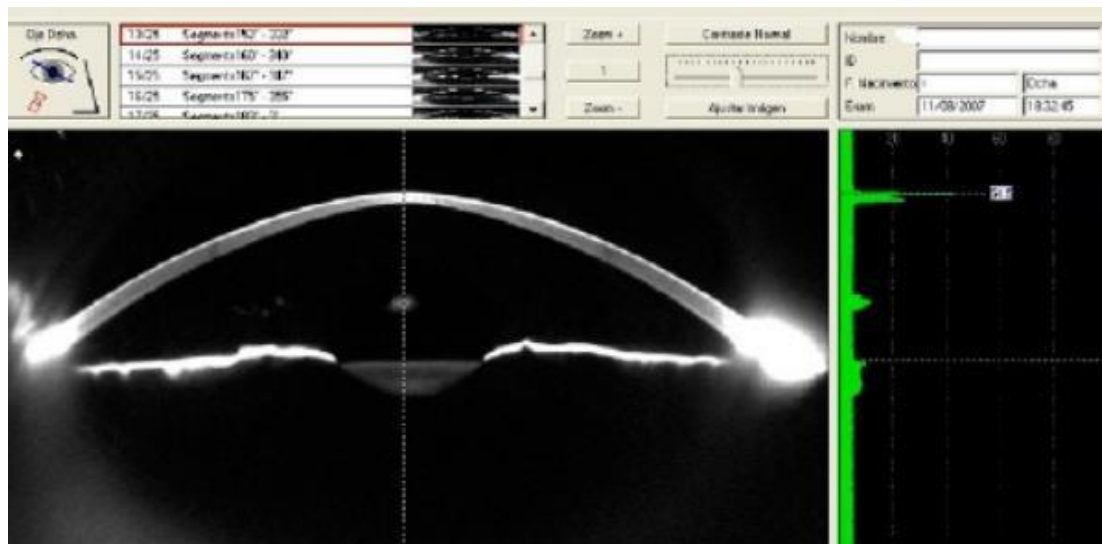
Scheimpflug imaging

Είναι η πιο σύγχρονη τεχνολογία που εμφανίστηκε στην κερατοειδική τοπογραφία και στηρίζεται στην εφαρμογή της αρχής του Scheimpflug. Επεξηγηματικά, εάν ένα επίπεδο που θέλουμε να φωτογραφίσουμε σχηματίζει γωνία με το επίπεδο του φιλμ, και γυρίσουμε τον φακό έτσι ώστε η κάθετος στον οπτικό άξονα να διχοτομεί την γωνία που σχηματίζεται μεταξύ επιπέδου του αντικειμένου και του φιλμ, τότε όλο το αντικείμενο φωτογράφησης εμφανίζεται εστιασμένο, ανεξαρτήτως βάθους πεδίου. Με την τομογραφική εικόνα που μπορούμε να λάβουμε από τις περιστρεφόμενες κάμερες Scheimpflug του κερατογράφου, μπορούμε να έχουμε απεικόνιση του προσθίου

τμήματος του βολβού(Φακός-ΠΘ-κερατοειδής) και μετρήσεις για την ανύψωση και την καμπυλότητα των 2 επιφανειών του κερατοειδούς .



Εικόνα 134.Λειτουργική αρχή Scheimpflug tomography (165)



Εικόνα 135. Τοπογραφία Scheimpflug με παρατήρηση έντονης κερατοειδικής λέπτυνσης σε εκτεταμένης μορφής κερατόκωνο (<https://www.keratoconuscanada.org>)

**τα σύγχρονα τοπογραφικά μηχανήματα περιλαμβάνουν δυνατότητα ανάλυσης κυματομετώπου (wavefront analysis) με την οποία υπολογίζονται οι εκτροπές του οπτικού συστήματος του οφθαλμού.

Παρουσίαση μετρήσεων

Η εξαγωγή των μετρήσεων παρουσιάζεται στην οθόνη του υπολογιστή είτε ως τομογραφική εικόνα είτε με την μορφή χαρτών[165]. Οι κυριότεροι τύποι χαρτών είναι:

-axial map: ο πιο απλός και συνηθισμένος τρόπος απεικόνισης. Δίνει πληροφορίες για την καμπυλότητα του κερατοειδούς σε χρωματική απόδοση (όσο πιο θερμό το χρώμα, τόσο πιο κυρτό το σημείο).

-tangential map: αποδίδει την καμπυλότητα με μεγαλύτερη ακρίβεια, χρησιμοποιώντας χρώματα που αντιπροσωπεύουν την διαφορά σε τιμές διοπτριών.

-refractive map: εκφράζει διαθλαστική δύναμη και όχι καμπυλότητα. Κυρτότερα σημεία με αυξημένη διοπτρική ισχύ θα απεικονιστούν με πιο θερμά χρώματα, ενώ πιο επίπεδα σημεία αποδίδονται με ψυχρότερα χρώματα.

-pachymetry map: αποδίδει το πάχος του κερατοειδούς σε mm.

-elevation map[166]: απεικονίζει το μετρούμενο ύψος ή βάθος με το οποίο η κερατοειδική επιφάνεια αποκλίνει σε σύγκριση με μια ιδανική επιφάνεια αναφοράς.

Χρήσεις τοπογραφίας

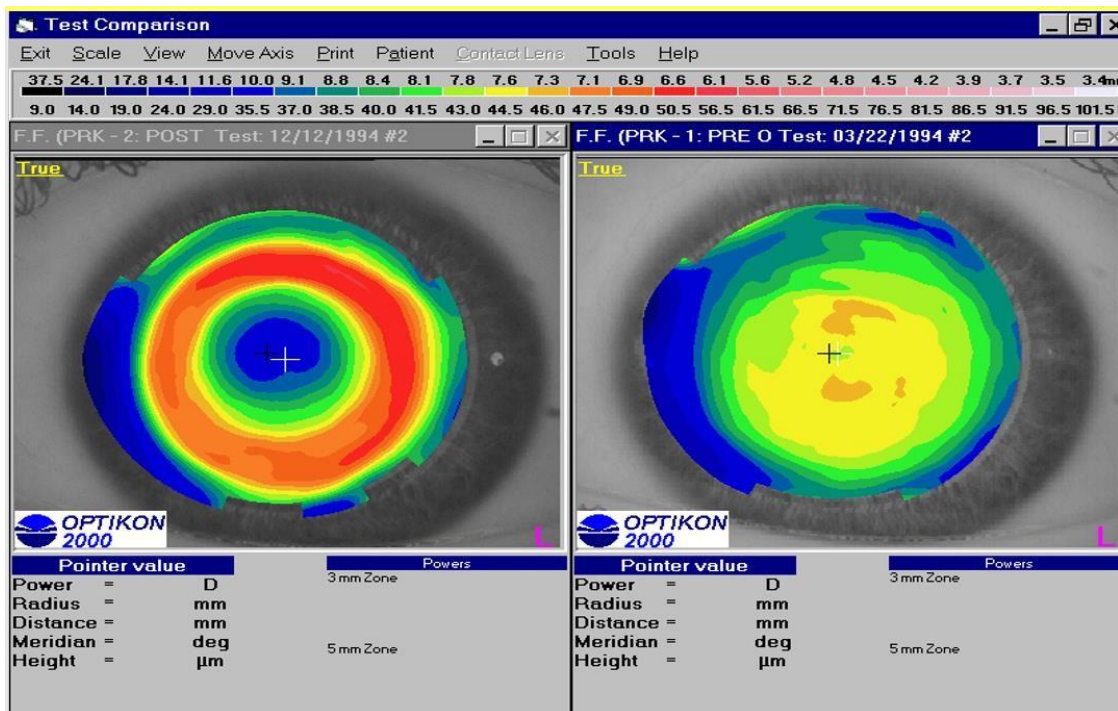
Οι πιο χαρακτηριστικές περιπτώσεις ανάγκης τοπογραφικής ανάλυσης του κερατοειδούς είναι [167]:

-Προεγχειρητικός και μετεγχειρητικός έλεγχος σε διαθλαστική χειρουργική, κερατοπλαστική και καταρράκτη

-έλεγχος δακρυϊκής στοιβάδας

-αξιολόγηση εφαρμογής RGP φακών επαφής.

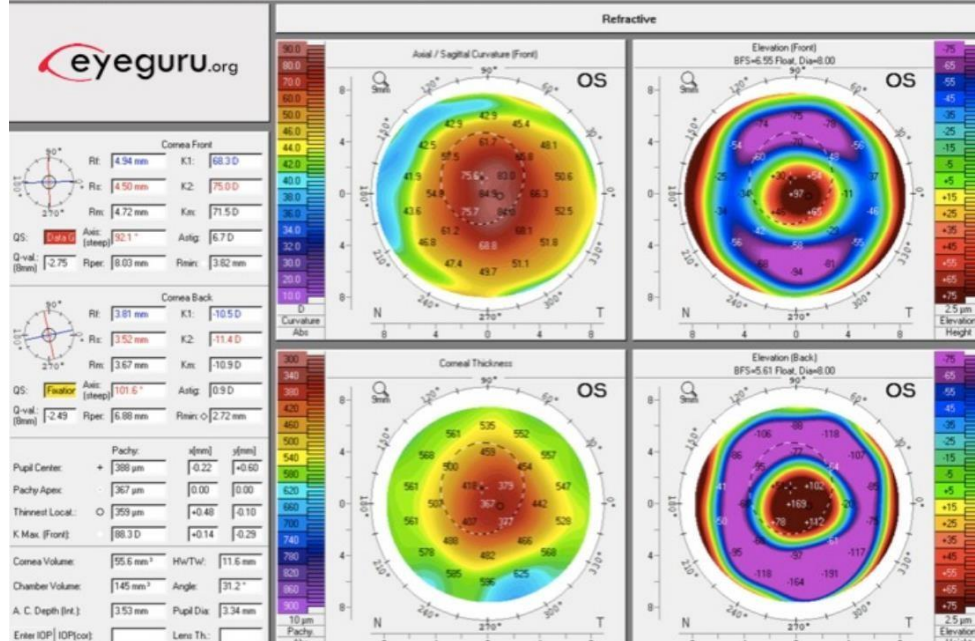
-διάγνωση και παρακολούθηση εξέλιξης κερατεκτασιών (π.χ. κερατόκωνος).



Εικόνα 136. Επέμβαση PRK για μυωπία-τοπογραφικές εικόνες απόδοσης διοπτρικής ισχύος-καμπυλότητας μετά και πριν την επέμβαση

OCULUS - PENTACAM 4 Maps Refractive

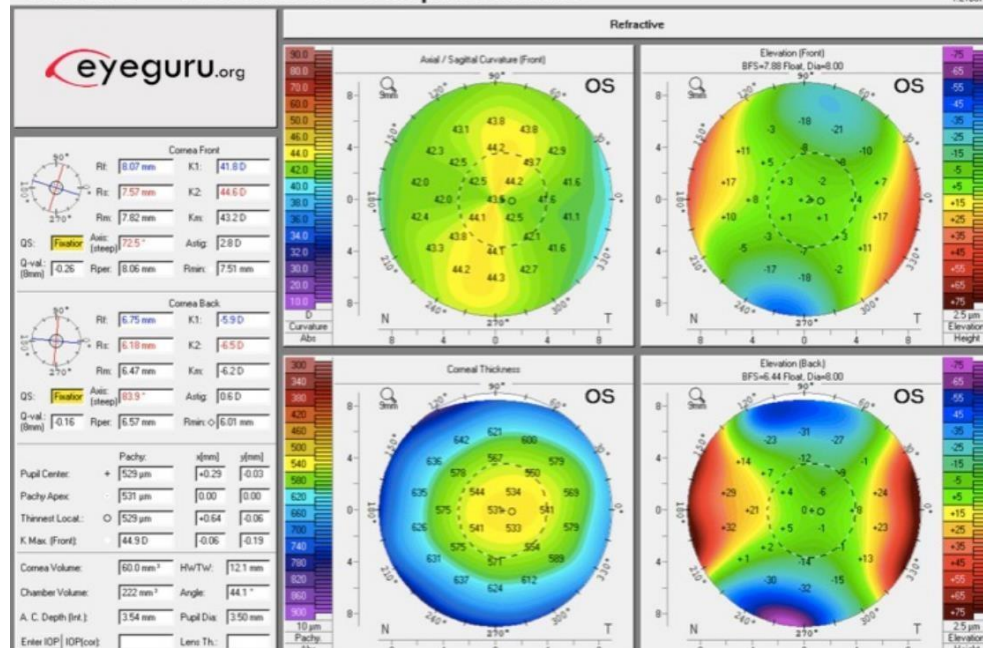
1.2167



Εικόνα 137. Κερατόκωνος. α) πάνω αριστερά: αξονικός χάρτης διαθλαστικής απεικόνισης, β) και δ) = πάνω και κάτω αριστερά: πρόσθια και οπίσθια ανύψωση επιφάνειας κερατοειδούς γ) παχυμετρικός χάρτης

OCULUS - PENTACAM 4 Maps Refractive

1.2167



Εικόνα 138. Παρουσίαση ομαλού αστιγματισμού. Παρατηρείται η κάθετη “bow-tie” μεταβολή της διαθλαστικής ισχύος, η διαφορετική ανύψωση των σημείων του κερατοειδούς και το μειωμένο πάχος στον άξονα του αστιγματισμού.

Εικόνες 136-138: <https://eyeguru.org/essentials/corneal-topography/>

8. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗ ΦΘΟΡΙΣΜΟΥ

Για την αξιολόγηση της λειτουργίας του οφθαλμού, δεν είναι αρκετή μόνο η ανατομική/μεταβολική μελέτη του . Εξίσου σημαντικός είναι και ο αγγειακός έλεγχος του βυθού και ο έλεγχος της ροής του αίματος. Για αυτή την αξιολόγηση είναι κυρίως υπεύθυνες οι ακόλουθες τεχνικές, οι οποίες εφαρμόζονται συνδυαστικά με κάμερα βυθού ή συσκευή SLO.

Αγγειογραφία Φλουορεσκεϊνης- Φλουοραγγειογραφία (FA)

Είναι επεμβατική, μη επαφής μέθοδος εξέτασης της κυκλοφορίας του αμφιβληστροειδούς και του χοριοειδούς , με εξοπλισμό που περιλαμβάνει κάμερα, φωτισμό και χρονόμετρο. Πρώτη επιτυχημένη εφαρμογή της στον ανθρώπινο οφθαλμό ήταν το 1961 [169] και έκτοτε εξελίχθηκε σε σημαντικό μέσο απεικόνισης για καθορισμό διάγνωσης βυθού. Μια σειρά φωτογραφιών λαμβάνονται σε συγκεκριμένα χρονικά διαστήματα μετά την χορήγηση φθορίζουσας βαφής στον οργανισμό του εξεταζόμενου[169].

Προτού γίνει η έγχυση του σκιαγραφικού, πρέπει να έχουμε πλήρη διαστολή της κόρης και σύστημα κάμερας προσαρμοσμένο στον εξεταζόμενο. Επίσης, θα χρειαστεί να τραβηχτούν αρκετές έγχρωμες και red-free εικόνες του βυθού για σύγκριση με τις αγγειογραφικές. Με αυτό τον τρόπο θα εντοπιστούν ευκολότερα κλινικά/παθολογικά ευρήματα και θα αποφευχθεί η σύγχυση με τον αυτοφθορισμό του βυθού. Πολύ σημαντικό είναι να ελεγχθεί εάν υπάρχει αλλεργική αντίδραση του εξεταζόμενου με την φλουορεσκεϊνη , αλλά και η ενημέρωσή του για πιθανές παρενέργειες όπως ναυτία και πονοκέφαλος[170].

Η φλουορεσκεϊνη εισαγάγεται ενδοφλεβίως στην συστηματική κυκλοφορία του εξεταζόμενου. Η συγκεκριμένη ουσία περιέχει φθοροφόριο, ένωση που όταν απορροφήσει ηλεκτρομαγνητική ενέργεια, εκπέμπει φθορίζον φως. Πιο συγκεκριμένα, στον ανθρώπινο οφθαλμό το μήκος κύματος απορρόφησης είναι στα 465nm (μπλέ), ενώ το μήκος εκπομπής στα 525nm (πράσινο-κίτρινο χρώμα). Η παρατήρηση γίνεται με χρήση πράσινου φίλτρου σε κλίμακα του γκρι, για αυξημένη αντίθεση σε σχέση με έγχρωμες λήψεις.

Η φλουοραγγειογραφία είναι μια δυναμική διαδικασία και ο χρόνος είναι πολύ βασικός για την ερμηνεία των εικόνων. Γνωρίζοντας την πορεία που θα διανύσει η φλουορεσκεϊνη στα αμφιβληστροειδικά αγγεία, χωρίζουμε χρονικά το αγγειογράφημα στις ακόλουθες φάσεις[171]:

-χοριοειδική: τα πρώτα 8-15 δευτερόλεπτα μετά την έγχυση του σκιαγραφικού και χαρακτηρίζεται από εμφάνιση φλουορεσκεϊνης στο ON και τον χοριοειδή.

-αρτηριακή: ακολουθεί 2-3 δευτερόλεπτα μετά τη εμφάνιση φθορισμού στον αμφιβληστροειδή και αφορά την πλήρωση του αρτηριακού δικτύου του αμφιβληστροειδούς.

-φλεβική: το φλεβικό αγγειακό δίκτυο πληρούται σταδιακά σε τρία στάδια.

A) η χρωστική ρέει στην φλεβική κυκλοφορία 2-3 δευτερόλεπτα μετά την αρτηριακή πλήρωση

B) μέσα σε 10 δευτερόλεπτα από την χοριοειδική φάση, η χρωστική έχει γεμίσει τις φλέβες, οι οποίες φθορίζουν όπως και οι αρτηρίες.

Γ) περίπου 2 λεπτά μετά την έγχυση της φλουορεσκεΐνης, ξεκινά η φάση επανακυκλοφορίας της χρωστικής έως ότου "φιλτραριστεί" όλη από τα νεφρά και αφαιρεθεί από την κυκλοφορία και τον οργανισμό.

Ο σχηματισμός της εικόνας φυσιολογικά γίνεται αρνητική, δηλαδή ο φθορισμός αποδίδεται σκουρόχρωμα, αλλά αυτό μπορεί να αντιστραφεί και να απεικονιστεί με λευκό χρώμα. Τα παθολογικά ευρήματα στην φλουοραγγειογραφία απεικονίζονται ως μεταβολές της έντασης του φυσιολογικά αναμενόμενου φθορισμού. Έτσι, τα ευρήματα σχηματίζουν 2 μεγάλες κατηγορίες ταξινόμησης:

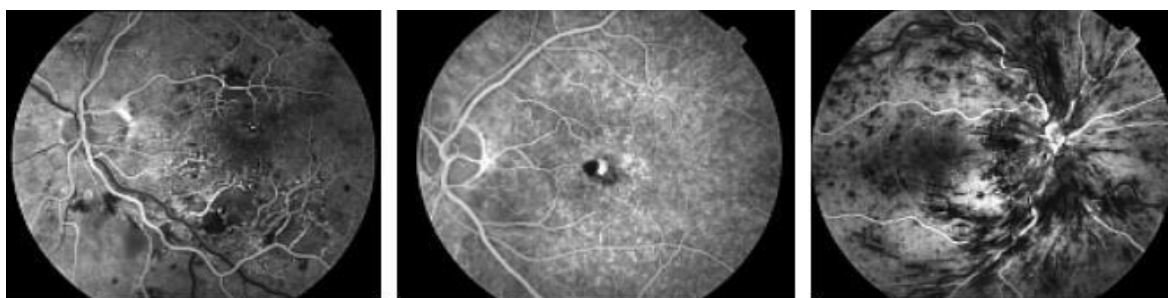
A) Υπερφθορισμού

-Εκ διαφάνειας (window defect): σε περιοχή μειωμένης πυκνότητας ή παντελούς έλλειψης μελαγχρωστικού επιθηλίου φαίνεται έντονα ο χοριοειδικός φθορισμός. Παραδείγματα τέτοιου είδους διαφάνειας συναντάμε σε drusen, σχίσσιμο μελαγχρωστικού επιθηλίου, γεωγραφική ατροφία εκφύλισης ωχράς, σπή ωχράς και σε χοριοαμφιβληστροειδικές ρωγμές.

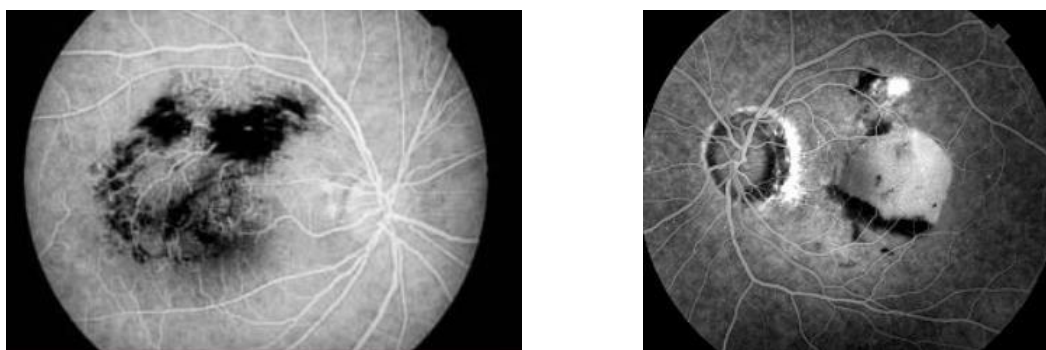
- Λόγω διαρροής (leakage): οφείλεται είτε σε διαταραχές της ακεραιότητας των αγγείων είτε σε παθολογικά νεοαγγεία. Χαρακτηριστικά παραδείγματα νεοαγγείωσης συναντάμε στην διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια και στην ηλικιακή εκφύλιση ωχράς.
- Λόγω λίμνασης (pooling): συσσώρευση βαφής σε έναν χώρο καλά καθορισμένο που πληρούται από υγρό. Συναντάται σε αποκόλληση μελαγχρωστικού επιθηλίου, σε όγκους και σε ορώδη χοριοειδοαμφιβληστροειδοπαθεια.
- Λόγω χρώσης (staining): οφείλεται σε βραδεία κατακράτηση φλουορεσκεΐνης σε κάποιο ιστό, όπως συμβαίνει στην οπίσθια ραγοειδίτιδα, σε ουλοποιημένη νεοαγγείωση ωχράς και σε ατροφία μελάγχρου επιθηλίου σε ΗΕΩ.

B) Υποφθορισμού

- Λόγω αδιαφανούς μέσου του οφθαλμού που εμποδίζει την καταγραφή του φθορισμού(π.χ. αιμορραγία, ινώδης ιστός)
- Λόγω ατελούς αγγειακής πλήρωσης εξαιτίας απόφραξης, αιμορραγίας και ΔΑ.



Εικόνα 139. Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, ΗΕΩ, αποκλεισμός κεντρικής φλέβας αμφιβληστροειδούς(169)



Εικόνα 140. Υποφθορισμός (<https://www.opsweb.org/page/FAinterpretation>)

Εικόνα 141. Υπερφθορισμός

Αγγειογραφία με Πράσινο Ινδοκυανίνης (ICGA)

Είναι μια μορφή απεικόνισης του χοριοειδικού δικτύου αιμοφόρων αγγείων. Ο χοριοειδής είναι συνήθως δυσδιάκριτος, εξαιτίας του χρωστικοφόρου επιθηλίου. Τα αγγεία του έχουν υψηλής ταχύτητας αιματική ροή και ευθύνονται τόσο για την τροφοδοσία των φωτοϋποδοχέων, όσο και για τη ρύθμιση της θερμοκρασίας του βολβού. Αν και από το 1972 που εφαρμόστηκε για πρώτη φορά στην οφθαλμολογία δεν συνηθίζεται ως μέθοδος απεικόνισης, πλέον η ανάγκη καταγραφής των χοριοειδικών αγγείων και η ανάπτυξη ειδικών συστημάτων καταγραφής, της έχουν δώσει σημαντικά πλεονεκτήματα έναντι της κλασσικής φλουοραγγειογραφίας. Επίσης, εμφανίζεται μεγαλύτερη ανοχή της φθορίζουσας ουσίας από τον ανθρώπινο οργανισμό, αλλά και πολύ μεγάλη προσδεσιμότητα σε πρωτεΐνες, επιτρέποντας πιο ενισχυμένη αντίθεση στην απεικόνιση, αφού λιγότερη χρωστική εξέρχεται από την αγγειακή κυκλοφορία [172][173].

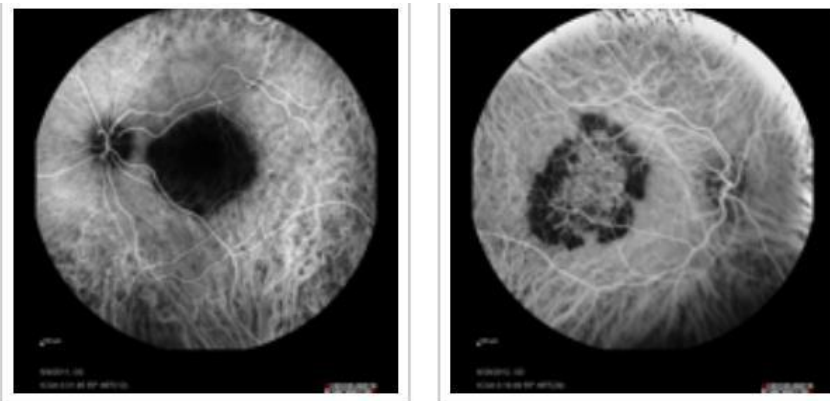
Το πράσινο της Ινδοκυανίνης είναι μια υδατοδιαλυτή βαφή που απορροφά φως στο εγγύς υπέρυθρο φάσμα (790-805nm) και εκπέμπει υπέρυθρο φως 835nm. Σε διεσταλμένη κόρη, μια υπέρυθρη κάμερα καταγράφει τον φθορισμό της βαφής έπειτα από φωτοβολία. Τα πρωτόκολλα, οι τεχνικές λήψεις και ο εξοπλισμός (διαφορετική χρήση φίλτρων) είναι παρεμφερή με αυτά της φλουοραγγειογραφίας, με διαφορετικούς χρόνους καταγραφής ευρημάτων. Τρεις φάσεις διαιρούν την διαδικασία χρονικά:

-πρώιμη φάση: 1-5 λεπτά για εμφάνιση φθορισμού

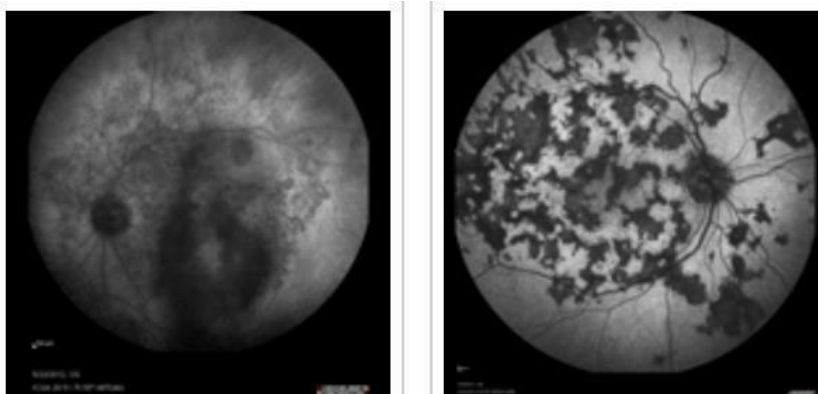
-μέση φάση: 5-15 λεπτά για πλήρη εξάπλωση χρωστικής

-όψιμη φάση: 15-30 λεπτά για εξασθένιση φθορισμού

Η κυριότερες εφαρμογές της ICGA είναι στην ΗΕΩ ,και γενικά σε νεοαγγειακές καταστάσεις και αγγειοπάθειες του χοριοειδούς (π.χ. Polypoidal choroidal vasculopathy),αλλά και μελανώματα .

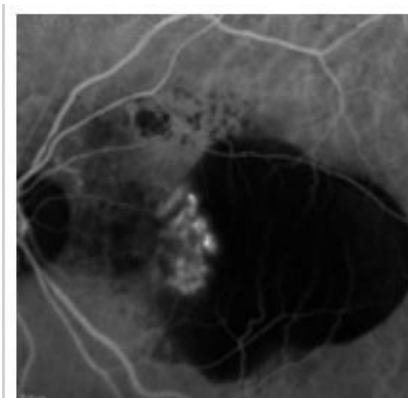


Εικόνα 142. Ισχαιμία χοριοτριχοειδικών αγγείων Εικόνα 143. Έρπουσα φυματική χοριοειδίτιδα.



Εικόνα 144. Οφθαλμική σύφιλη

Εικόνα 145. Ραγοειδίτιδα



Εικόνα 146. Χοριοειδικοί πολύποδες

**Εικόνες 142-146: www.pmalamos.gr

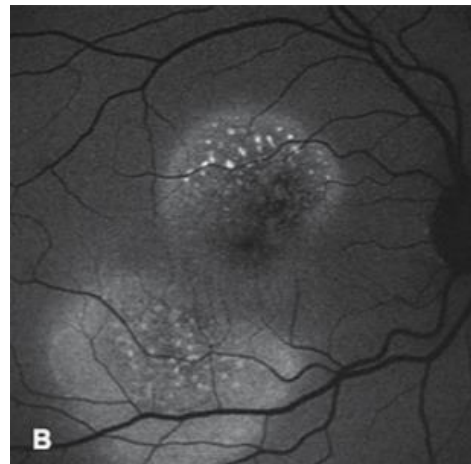
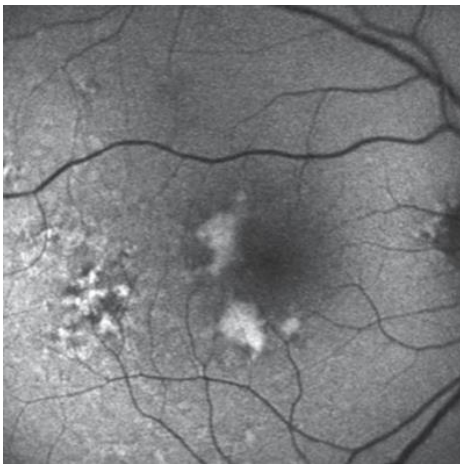
Αυτοφθορισμός βυθού (Fundus Auto-fluorescence/ FAF)

Η απεικόνιση αυτοφθορισμού αξιοποιεί τον φυσικά προερχόμενο φθορισμό από τον αμφιβληστροειδή για να δώσει μια ενδεικτική εικόνα της υγείας του μελαγχρωστικού επιθηλίου του αμφιβληστροειδούς (RPE). Είναι σχετικά νέα μέθοδος απεικόνισης με την πρώτη κλινική εμφάνισή της να τοποθετείται στα μέσα της δεκαετίας '90.

Το μελαγχρωστικό επιθήλιο βρίσκεται μεταξύ χοριοειδούς και ιδίως αμφιβληστροειδούς. Είναι υπεύθυνο για την φαγοκύτωση-απομάκρυνση των χρωστικοφόρων άκρων των φωτοϋποδοχέων, επιτρέποντας έτσι την ανανέωσή τους για διατήρηση της διεγερσιμότητάς τους. Με την γήρανση, η πιθανή δυσλειτουργία του RPE θα οδηγήσει σε ατελή κατακερματισμό των τμημάτων των φωτοϋποδοχέων, με αποτέλεσμα την συσσώρευση λιποφουσκίνης, μιας φλουοφόρας σύνθεσης παραπροϊόντων υπεύθυνη για τον αυτοφθορισμό του βυθού[174].

Η FAF αποτελεί μη επεμβατική μέθοδο, καθώς δεν απαιτείται η έγχυση βαφής. Η εξέταση γίνεται σε συσκευή cSLO (ή τροποποιημένη κάμερα βυθού που θα αποκόπτει τον φθορισμό του φακού) , σε διεσταλμένη κόρη. Το φως διέγερσης που εκπέμπεται είναι περίπου 510nm, ενώ η εκπομπή γίνεται στα 630nm. με τον φωτισμό, η κάμερα θα καταγράψει σε ασπρόμαυρη μορφή μια φωτογραφία της κατανομής της λιποφουσκίνης στον βυθό. Όσο μεγαλύτερη είναι η φωτεινή ένταση, τόσο περισσότερη είναι και η συγκέντρωση της φθορίζουσας ουσίας [175].

Κάποιες από τις ποικίλες παθολογικές καταστάσεις που επιδεικνύουν συσσώρευση αυτοφθοριστικού υλικού είναι η ηλικιακή εκφύλιση ωχράς , η απόφραξη αγγείων, η κεντρική ορώδης αμφιβληστροειδοπάθεια, η οπή ωχράς και η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια.



Εικόνα 147.Υπερφθορισμός σε drusen ΗΕΩ
Εικόνα 148.Κεντρική ορώδης αμφιβληστροειδοπάθεια.

Εικόνες 147-148:[175]

Επίλογος

Αυτό που μπορούμε με σιγουριά να πούμε, είναι πως ανεξαρτήτως πόσο περίπλοκη και εντυπωσιακή δομή είναι ο οφθαλμός, έχει επιτευχθεί δυνατότητα αποτύπωσής του με μεγάλη λεπτομέρεια. Η ακρίβεια της απεικόνισής του εξαρτάται από το είδος της τεχνικής που θα επιλέξει ο εξεταστής. Όσο εξελίσσεται η τεχνολογία, η φυσική και η βιολογία, τόσο βελτιώνεται και η διακριτική ικανότητα αλλά και η ικανότητα ανάδειξης μεμονωμένων δομών κάθε ιστού. Τεχνικές όπως η απεικόνιση με ακτίνες Χ και με ραδιοϊσότοπα, χάνουν έδαφος με την ανάπτυξη πιο σύγχρονων, και εξειδικευμένων στην απεικόνιση του οφθαλμού, τεχνολογιών. Η OCT είναι ίσως η πιο πολλά υποσχόμενη και με μεγαλύτερο εύρος εφαρμογών μέθοδος απεικόνισης, με δυνατότητες όπως συνδυασμό της με SLO (δυνατότητα RNFL analysis) αλλά και δυνατότητα αγγειογραφικής και λειτουργικής αξιολόγησης. Δεν μπορούμε να παραλείψουμε τις πολύ υψηλής ανάλυσης υπερηχογραφικές μετρήσεις, αλλά και τις βελτιώσεις στην οφθαλμοσκόπηση-βυθοσκόπηση που προέρχονται από την εξέλιξη της οργανολογίας.

Δεν υπάρχει κανόνας για το ποια είναι η αποκλειστική τεχνική επιλογής για την επιβεβαίωση της εκάστοτε παθολογίας, και πολύ συχνά είναι ο συνδυασμός τεχνικών το μέσο που θα φέρει την εξακρίβωση της υποπτευόμενης νόσου. Όλες οι προαναφερθείσες τεχνολογίες παρουσιάζουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα η μια ως προς την άλλη. Με αυτή την σύγκριση μπορούμε ενδεικτικά να αντιστοιχίσουμε τις τεχνικές απεικόνισης αναλόγως των δυνατοτήτων τους, ως μια πρώτη προσπάθεια καθοδήγησης του εξεταστή:

-Ακτίνες Χ: απεικόνιση σκληρών δομών κόγχου και κρανίου

-MRI: απεικόνιση μαλακών δομών

-PET/SPECT: ογκολογία

-US: βιομετρία

-OCT: διαστρωμάτωση βυθού

-SLO: απεικόνιση βυθού

-KAMEREΣ: προβολή εσωτερικών δομών οφθαλμού

-ΦΘΟΡΙΣΜΟΣ: αγγειακή και λειτουργική μελέτη

Πολλές ανακαλύψεις μας περιμένουν στα άδυτα του οφθαλμού, και η πρόοδος της τεχνολογίας θα δώσει το «πράσινο φως» για να διαβούμε το κατώφλι αυτού του μικρόκοσμου, να το κατανοήσουμε εις βάθος και να αποκτήσουμε τα απαραίτητα εφόδια για την προστασία της πιο πολύτιμης, ίσως, αίσθησης: της όρασης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΦΟΡΑ

1. Richard Snell, Michael Lemp: Clinical anatomy of the eye, 2nd edition, 2006, Broken Hill Publishers.
2. Lauralee Sherwood: INTRODUCTION TO HUMAN PHYSIOLOGY, 8th έκδοση, 2013, Εκδόσεις BROOKS/COLE Cengage learning
3. Χαρίλαος Κουτής, Γεώργιος Παρασκευάς : ANATOMΙΚΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΟΥ με έμφαση στην κλινική και εργαστηριακή ανατομική, 1^η έκδοση, 2009, Εκδόσεις: ΠΑΡΙΣΙΑΝΟΥ
4. Keith Moore, Anne Agur, Arthur Dalley: Clinically orientated anatomy, 6th edition, 2010, Broken Hill Publishers
5. Αλέξανδρος Δαμανάκης, ΣΤΡΑΒΙΣΜΟΙ ΚΑΙ ΟΦΘΑΛΜΟΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΡΑΧΕΣ. 2^η έκδοση, ΕΚΔΟΣΕΙΣ: ΛΙΤΣΑΣ
6. Σταματία Αντωνιάδου: ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗΣ ΚΑΙ ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ, 2012
7. Bekerman I., Gottlieb P., Vaiman M.: VARIATIONS IN EYEBALL DIAMETERS IN HEALTHY ADULTS, Hindawi Publishing Corporation Journal of Ophthalmology Volume 2014, Article ID 503645, 5 pages
8. Μιχάλης Παπασταματόπουλος: Μελέτη σύγχρονων τεχνικών επεξεργασίας και ανάλυσης οφθαλμικών εικόνων και εικόνων Video-Βρογχοσκοπίου επεμβατικής πνευμονολογίας με ιδιαίτερο κλινικό ενδιαφέρον, 2005
9. Νικόλαος Ματθαίου: Ιστολογία-κυτταρική βιολογία του οφθαλμού, 2014
10. Keeley FW., Morin JD., Vesely S., CHARACTERIZATION OF COLLAGEN FROM NORMAL HUMAN SCLERA, 1984
11. Παπαγιάννης Βασίλειος, ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΚΡΙΤΗΡΙΩΝ ΔΙΑΓΝΩΣΗΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΤΟΥ ΕΝΔΟΒΟΛΒΙΚΟΥ ΜΕΛΑΝΩΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΙΣ ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΥΣ, 2017
12. Carl Pfaffmann, HUMAN SENSORY RECEPTION :structure and function of the human eye , 1987
13. Γιώγου Φωτεινή, ΟΠΤΟΜΕΤΡΙΑ ΣΤΑ ΟΠΤΙΚΑ ΚΑΤΑΣΤΗΜΑΤΑ: ΔΙΑΘΛΑΣΗ ΚΑΙ ΕΠΙΒΕΒΑΙΩΣΗ ΣΥΝΤΑΓΗΣ., 2017
14. Αριστείδης Χανδρινός, ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΟΥ ΓΛΑΥΚΩΜΑΤΟΣ , 2012
15. Μαρία Βενετίκου., Φυσιολογία : νευρικό σύστημα: ειδικές αισθήσεις- ύπνος, 2014
16. Κωνσταντίνος Βαρσαμίδης, ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΟΥ, 2^η έκδοση, 2016, Εκδόσεις: University Studio Press.
17. Καραβά-Τσελέπη Γεωργία, ΑΙΣΘΗΤΗΡΙΑ ΟΡΓΑΝΑ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ, 2014
18. Ν. Στάγκο, Ε.Β. Γκοτζαρίδη, Γ.Δ. Παλημέρης, ΝΕΥΡΟΟΦΘΑΛΜΟΛΟΓΙΑ, 1997, Εκδόσεις: Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗ
19. Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Hall WC, Lamantia AS, McNamara JO, White LE. Neuroscience. 4th ed. Sunderland, MA. Sinauer Associates; 2008.
20. Στέλλα Γιακουμάκη , Εισαγωγή στη Νευροφυσιολογία Διάλεξη #5 : Κροταφικοί και ινιακοί λοβοί: ανατομία και λειτουργίες

21. Γεώργιος Θεοδοσιάδης ,Επίτομη Οφθαλμολογία,2^η έκδοση, 1996, Ιατρικές εκδόσεις Λίτσα Αθήνα
22. Βασιλική Γερασιμάτου, ΟΦΘΑΛΜΟΛΟΓΙΚΕΣ ΠΑΘΗΣΕΙΣ: ΚΥΤΤΑΡΙΤΙΔΑ ΟΦΘΑΛΜΙΚΟΥ ΚΟΓΧΟΥ, Wikihealth, 2021
23. Ιωάννης Μαυρικάκης, ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΒΛΕΦΑΡΩΝ, ΔΑΚΡΥΪΚΗΣ ΣΥΣΚΕΥΗΣ ΚΑΙ ΚΟΓΧΟΥ, 2020
24. Διονύσης Νικολόπουλος, Παναγιώτης Νάνος., ΠΡΑΚΤΙΚΗ ΟΦΘΑΛΜΟΛΟΓΙΑ: ΟΔΗΓΟΣ ΕΠΙΒΙΩΣΗΣ ΓΙΑ ΟΠΤΙΚΟΥΣ ΚΑΙ ΟΠΤΟΜΕΤΡΕΣ., 2011 , ΕΚΔΟΣΕΙΣ : GOTSIS
25. Alexey Protnov, Καρκίνος του δακρυϊκού αδένου, 2020, LIVEOK
26. Ευάγγελος Πατέρας, ΟΠΤΟΜΕΤΡΙΑ 1 , 2010, Εκδόσεις: Έλλην
27. Ν.Ι.Λεγάκης, Γ.Β.Χριστάκης, ΑΝΑΕΡΟΒΙΕΣ ΛΟΙΜΩΞΕΙΣ ΚΑΙ ΑΝΑΕΡΟΒΙΑ ΜΙΚΡΟΒΙΑ, Εκδόσεις :Πασχαλίδης, 1997
28. Ίδρυμα Νόσου Ωχράς Κηλίδας Αυστραλίας, ΕΚΦΥΛΙΣΗ ΩΧΡΑΣ ΚΗΛΙΔΑΣ, 2014
29. Χρήστος Χρηστάκης, Η ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΟΥ ΔΙΑΒΗΤΙΚΟΥ ΑΣΘΕΝΟΥΣ ΑΠΟ ΤΟΝ ΟΦΘΑΛΜΙΑΤΡΟ ΣΗΜΕΡΑ, 2007
30. Αγάθη Κουρή,Επείγουσες παιδιατρικές οφθαλμολογικές καταστάσεις: Πως αντιμετωπίζονται και πότε παραπέμπονται;, 2020\
31. Ιωάννης Πετρόπουλος, ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΒΗΤΙΚΗΣ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΠΑΘΕΙΑΣ ΜΕ ΒΙΟΧΗΜΙΚΕΣ ΚΑΙ ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΕΣ ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΤΩΝ ΕΡΥΘΡΩΝ ΑΙΜΟΣΦΑΙΡΙΩΝ,2009
32. Ευγενία Κωνσταντακοπούλου, Σημειώσεις μαθήματος «Χαμηλή όραση και βοηθήματα», 2020-2021
33. Αριστείδης Χανδρινός, ΓΛΑΥΚΩΜΑ ΚΑΙ ΠΕΡΙΜΕΤΡΙΑ, 2018, Εκδόσεις :ΙΩΝ
34. Χρυσόστομος Κασπαθίου, Σύνδρομο Ινιακού λοβού ,2019
35. Ελένη Καλδούδη: ΓΥΜΝΟΙ ΩΣ ΤΟ ΚΟΚΑΛΟ: η διαγνωστική απεικόνιση στη σύγχρονη ιατρική, 2018
36. Καλδούδη Ελένη, Ελευθεριάδης Χρήστος : ΜΕΘΟΔΟΙ ΜΟΡΙΑΚΗΣ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ, 2015
37. Eisenberg Ronald L, "Εγχειρίδιο κλινικής ακτινολογίας", Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ.Πασχαλίδης, 2000
38. Ελένη Μπούτσαλη: Ακτίνες X: Ιστορικά δεδομένα, εφαρμογές, χρήσεις και επιπτώσεις στον άνθρωπο. Επιμορφωτικά σεμινάρια στη δευτεροβάθμια και μεταδευτεροβάθμια εκπαίδευση,2018
39. Bushburg, Jerrold; Seibert, Anthony; Leidholdt, Edwin; Boone, John (2002), The Essential Physics of Medical Imaging, 2^η έκδοση. Εκδόσεις: Lippincott Williams & Wilkins.
40. Καλδούδη Ελένη ,Ελευθεριάδης Χρήστος:Η φυσική της Ζωής, 2015 , Εκδόσεις:Καλλίπος
41. Κωσταρίδου Ελένη, Ιατρική Απεικόνιση με Ακτίνες X: Προβολική απεικόνιση, υπολογιστική τομογραφία και ποιότητα ιατρικής εικόνας,2011
42. Darrell D. Ebbing, Steven D. Gammon : GENERAL CHEMISTRY, 10TH EDITION, 2013, Publisher: Broks/Cole, Cengage Learning

43. Ευάγγελος Παντελής, ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ – ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΟ ΜΗΧΑΝΗΜΑ, Ιατρική σχολή Αθηνών
44. NSW GOVERNMENT, Medical imaging, Orbital x-ray
45. Chowdhury, Rajat; Wilson, Iain; Rofe, Christopher; Lloyd-Jones, Graham (2013). Radiology at a Glance. Publisher: John Wiley & Sons
46. Prashant Patel, Orbital imaging (X-RAY, CT SCAN, AND MRI), 2014
47. Ελευθέριος Λαβδάς :Οι παράγοντες σάρωσης στην υπολογιστική τομογραφία, 2005
48. Hatem A. Tawfik, Ahmed Abdelhalim, Mamdouh H. Elkafrawy ; Computed tomography of the orbit- a review and an update, Saudi Journal of Ophthalmology, 2012
49. Ευάγγελος Παντελής, ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ, Ιατρική σχολή Αθηνών
50. Γεώργιος Ιωαννίδης :Εφαρμογή και συγκριτική αξιολόγηση τεχνικών Δυναμικής Αιμάτωσης Αξονικής και Μαγνητικής Τομογραφίας στην Ισχαμία Εγκεφάλου, 2013
51. Ε. Χαρίση, Κ. Λιβέρδος, Ν. Παρίσης, Αξονική τομογραφία- Βασικές αρχές και εφαρμογές της στην οδοντιατρική, 2005
52. Bob Eagle; CT (Computed tomography) scans- A' level physics, 2012
53. Καλαμαρά Άννα: ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ- ΚΟΣΤΟΛΟΓΗΣΗ ΥΠΗΡΕΣΙΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ ΓΕΝΙΚΟΥ ΝΟΣΟΚΟΜΕΙΟΥ ΡΟΔΟΥ- ΒΕΛΤΙΩΣΕΙΣ, 2010
54. Κώστας Μαριάς : ΗΥ 571 - Ιατρική Απεικόνιση, Πανεπιστήμιο Κρήτης
55. Σωκράτης Ν. Λεβέντης, Ο ΚΩΔΙΚΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ SNARK09: ΕΓΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΣΕ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ LINUX, ΣΥΝΟΠΤΙΚΗ ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΚΑΙ ΑΡΧΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΓΙΑ ΜΗ ΚΑΤΑΣΤΡΕΠΤΙΚΟ ΕΛΕΓΧΟ ΥΛΙΚΩΝ, 2016
56. Talisetti, Anita; Jelhin, Vladimir; Ruiz, Carlos; John, Eunice; Benedetti, Enrico; Testa, Giuliano; Holterman, Ai-Xuan L.; Holterman, Mark J. (December 2004). "Electron beam CT scan is a valuable and safe imaging tool for the pediatric surgical patient". Journal of Pediatric Surgery.
57. Διονύσιος Νανόπουλος: Αξονική τομογραφία, 2006
58. Κική Θεοδώρου: Βασικές αρχές ακτινοδιαγνωστικών μηχανημάτων, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
59. X-Ray+Microtomography at the US National Library of Medicine Medical Subject Headings (MeSH)
60. Eli Pradhan, Pawan Mahat, Gangadhara Sundar; Imaging in ocular and ocular adnexal trauma, 2021
61. Jason Levy ; Orbit CT scan, Northside Radiology Associates, 2018
62. Παπαγιάννης Βασίλειος: ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΚΡΙΤΗΡΙΩΝ ΔΙΑΓΝΩΣΗΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΤΟΥ ΕΝΔΟΒΟΛΒΙΚΟΥ ΜΕΛΑΝΩΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΙΣ ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΥΣ, 2017
63. A. Saeed , L .Cassidy , D.E. Malone, S. Beatty; Plain X-ray and computed tomography of the orbit in cases and suspected cases of intraocular foreign body, 2008

64. E.A. Parthasarathy, Einstien.A, Abubacker Sulaiman F., Alex Daniel Prabhu, Ashraf Ahmed B. , Saravanan K.; Computed Tomography in Orbital Pathology with Clinicopathological Correlation ,2018
65. Gordon Hanson; 7 Types of Diagnostic Imaging Tests You May Assist with as a Radiologic Technologist, 2017
66. Rabi, I.I.; Zacharias, J.R.; Millman, S.; Kusch, P. (1938). «A New Method of Measuring Nuclear Magnetic Moment»
67. Σάγος Γεώργιος, Μαλαχιάς Νικόλαος: Αρχές Ραντάρ και ηλεκτρονικού πολέμου, 1998, Εκδόσεις:Παπασωτηρίου
68. «Medical Daily: First measurement of magnetic field in Earth's core». First measurement of magnetic field in Earth's core. Medical Daily.2010
69. Παναγιώτης Τσίγκανος, Πανεπιστήμιο Πατρών-κλινικό εργαστήριο ακτινολογίας : ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΩΝ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ-ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ/ΥΠΕΡΗΧΟΙ
70. Arathi Simha, Aparna Irodi , Sarada David; Magnetic resonance imaging for the ophthalmologist: A primer, 2018
71. Orbit DAVID F. SOBEL, IVAN F. MOSELEY, and MICHAEL BRANT-ZAWADZKI; Magnetic Resonance Imaging (MRI) of the Eye and, 1986
72. NATIONAL INSTITUTE OF BIOMEDICAL IMAGING AND BIOENGINEERING -Magnetic Resonance Imaging (MRI), 2019
73. Ευάγγελος Παντελής, Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού, Ιατρική Σχολή Α.Π.Θ.
74. Γ. Ματσόπουλος, Επεξεργασία και ανάλυση ιατρικών σημάτων, Ε.Μ.Π.
75. David C.Preston, Magnetic Resonance Imaging(MRI) of the brain and spine: basics., 2006
76. Rinck PA (2014). "Chapter 13: Contrast Agents". Magnetic Resonance in Medicine.
77. Perry Sprawls , Magnetic Resonance Imaging: principles, methods and techniques, 1st edition, 2000, Medical Physics Publications.
78. Kelly Townsend, Gadi Wollstein, Joel Schuman: Review article- Clinical applications of MRI in ophthalmology, UPMC Eye Centre, 2007
79. Andrew Lee, Michael Johnson, Bruno Policeni, Wendy Smoker :Imaging for neuro-ophthalmic and orbital disease - a review, 2009 , University of Iowa
80. Blake, Pamela MD; Johnson, Britta BS; VanMeter, John W. PhD; Positron Emission Tomography (PET) and Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT): Clinical Applications, Journal of Neuro-Ophthalmology, 2003
81. Michael J . Aminoff, Francois Boller, Dick F.Swabb ; Handbook of clinical neurology, 3rd edition, Elsevier
82. Carissa Stephens, What is a PET SCAN , Healthlife,2018
83. «Λεξικό των Επιστημών», Neil Ardley σ. 37 - Εκδ. ΕΡΕΥΝΗΤΕΣ Αθήνα
84. Βιολογία Γ' Λυκείου, ομάδας προσανατολισμού σπουδών υγείας
85. Villard, P. (1900). "Sur la réflexion et la réfraction des rayons cathodiques et des rayons déviables du radium". Comptes rendus.

86. Perk, L, "The Future of Immuno-PET in Drug Development Zirconium-89 and Iodine-124 as Key Factors in Molecular Imaging" Archived April 25, 2012, at the Wayback Machine, Amsterdam, Cyclotron, 2009.
87. Phelps ME (2006). PET: physics, instrumentation, and scanners. Springer.
88. Bailey, D.L· D.W. Townsend· P.E. Valk· M.N. Maisey (2005). Positron-Emission Tomography: Basic Sciences. Secaucus, NJ: Springer-Verlag.
89. Positron Emission Tomography (PET) and Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT): Clinical Applications
90. Blake, Pamela ; Johnson, Britta BS; VanMeter, John W. Journal of Neuro-Ophthalmology: March 2003 - Volume 23 - Issue 1 - p 34-41
91. SPECT/CT ATLAS OF QUALITY CONTROL AND IMAGE ARTEFACTS ,International Atomic Energy Agency, 2019
92. Healthwise Staff , Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), 2020,
93. Positron Emission Tomography - Computed Tomography (PET/CT), radiologyinfo.org, 2019
94. Ka-Hoi Hui, Margaret L. Pfeiffer, Bitu Esmali ; Value of positron emission tomography- computed tomography in diagnosis and staging of primary ocular and orbital tumors, Saudi Journal of Ophthalmology. 2012
95. Maria S. Kalemaki, Apostolos H. Karantanas, Dimitris Exarchos, Efstathios T. Detorakis, Odysseas Zoras, Kostas Marias, Corina Millo, Ulas Bagci, Ioannis Pallikaris, Andreas Stratis, Ioannis Karatzanis, Kostas Perisinakis, Pavlos Koutentakis, Georgios A. Kontadakis, Demetrios A. Spandidos, Aristidis Tsatsakis, Georgios Z. Papadakis : PET/CT and PET/MRI in ophthalmic oncology (Review), International journal of oncology, 2020
96. Χρίστου Μύρια,: Ποιοτικός έλεγχος υπερηχογράφου-παράμετροι που επηρεάζουν την λειτουργία και την ποιότητα εικόνας/κριτήρια για αποδεκτές επιδόσεις., 2013
97. Ellison Bentley :Ophthalmic ultrasound, 2015
98. Δημ.Καρδολυλας: Υπερηχογραφία αγγείων-Βασικές αρχές, Πανεπιστήμιο Κρήτης, 2014
99. Αθανάσιος Φρέντζος: Αρχές φυσικής των υπερήχων-ασφάλεια των υπερήχων στην μαιευτική, 2005, Ε.Κ.Π.Α.
100. Rabih Chaui, Philippe Jeanty, Dario Paladini: Ultrasound in obstetrics and gynecology-A practical approach. 2014, 1st edition, Alfred Abuhamad.
101. Bruce James, Larry Benjamin: Ophthalmology investigation and examination techniques, 1st edition, 2007, Butterworth Heinemann
102. Θεοδώρα Νταΐδου: Φυσική των υπερήχων , Νοσοκομείο «Ευαγγελισμός»
103. Σπανίδης Θ.: Βασικές τεχνολογικές αρχές υπερηχογραφικών συστημάτων, 2010 , Περιοδικό "Ακτινολογικά Χρονικά"
104. Θεοφάνης Λάμπρου: Σχεδίαση και κατασκευή συστήματος μέτρησης απόστασης με χρήση υπερήχων, 2004\
105. Ι. Κανδαράκης, Στ. Τσάντης, : Κυματική φυσική στην υπερηχογραφία, Τ.Ε.Ι. Αθήνας

106. Clinical Echocardiography; Clinician echocardiography made easy, E-book of ECG&ECHO LEARNING
107. Kathleen A. Scanlan; Sonographic artifacts and their origins, 1990
108. Merritt, CR (1989). "Ultrasound safety: What are the issues?". Radiology
109. Lee Johnson; Ocular ultrasound, 2019
110. OPTICIAN/CAREER-LONG SUPPORT FOR OPTICAL PROFESSIONALS, uploaded at 28/06/2019
111. Rhonda G. Waldron; A-scan biometry, 2016
112. David B. Rosen, Mandi D. Conway, Charles P. Ingram, Robin D. Ross and Leonardo G. Montilla; A Brief Overview of Ophthalmic Ultrasound Imaging, 2019
113. Ε. Πατέρας, Γ. Νεζιλέπης, Γ. Αρμένης: Χρήση Α και Β υπερηχοτομογραφίας ως διαγνωστικές μέθοδοι, ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΟΠΤΙΚΗ-ΕΝΘΕΤΗ ΕΚΔΟΣΗ #1
114. Ronald H Silverman; Focused ultrasound in ophthalmology, 2016 Clinical Ophthalmology
115. Uduma Felix Uduma, Akpan Sylvia Iquo-Abasi, Njeze Ngozi Rosemary; B-scan ophthalmic umtrasonography: a review corroborated with echograms, 2019
116. Kristin S. Brunell;
117. Deepak C. Bhatt; Ultrasound biomicroscopy: An overview, 2014
118. Clifford Belden, Patcicia Abbitt, Kevin Beadles; Color Doppler US of the orbit, 1995
119. Timothy Y. Y. Lai; Ocular imaging at the cutting edge, 2020
120. Bally G, Khanna S; Ophthalmic interferometry, Proceedings of the International Conference on Optics in Life sciences, Garmisch-Partenkirchen , Germany, 1990
121. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. (November 1991). "Optical coherence tomography"
122. Kevin C. Zhou, Ruobing Qian, Simone Degan, Sina Farsin, Joseph A. Izatt; Optical coherence refraction tomography, 2019, Nature photonics
123. Riederer SJ (2000). "Current technical development of magnetic resonance imaging". IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine
124. Dan Popescu, Liu-ing Choo-Smith, Costel Flueraru, Youxin Mao, Shoude Chang, John Disano, Sherif Sherif, Michael G. Sowa; Optical coherence tomography-fundamental principles, instrumental designs and biomedical applications. 2011
125. Joel S. Shuman, Carmen A. Puliafito, James Fujimoto, Jay S. Duker; Optical coherence tomography of ocular diseases, 3rd edition, 2013, SLACK Incorporated
126. Josef F.Bille; High resolution imaging in microscopy and ophthalmology-mew frontiers in biomedical optics, 2019
127. Villiger, M. L. & Bouma, B. E. Physics of Cardiovascular OCT in Cardiovascular OCT Imaging (Springer International Publishing, 2015

128. Braaf B.; Angiography and polarimetry of the posterior eye with functional optical coherence tomography, 2015
129. Daniel Q. Li, Netan Choudhry; The future of retinal imaging, 2020
130. J.F. de Boer; Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain Optical Coherence Tomography, 2003
131. Βλάχης Γρηγορόπουλος: Οπτική Τομογραφία Συνοχής, Νοσοκομείο "Ερρίκος Ντυνάν"
132. Silke Aumann, Sabine Donner, Jorg Fischer, Frank Muller; Optical coherence tomography (OCT)-Principle and technical realization, 2019
133. Γεωργία-Ζηνοβία Πορτοκάλη: Η τεχνολογία της Οπτικής Τομογραφίας Συνοχής (OCT) και η χρησιμότητά της στην οφθαλμολογία, 2016
134. Ghazala D. O;Keefe, Joao Breda, Koushik Tripathy, David Cordeiro Sousa, Luis Abegao Pinto, Alan Palestine, Neelakshi Bhagat, Jennifer I Lim; Optical Coherence Tomography Angiography, 2021
135. Adolf Friedrich Fercher; Optical Coherence Tomography-development, principles, applications, 2009
136. Ιωάννα Πετροπούλου, Νταουτάκη Κυριακή: Οπτική τομογραφία συνοχής (OCT) και οφθαλμικές παθήσεις,2018
137. Gabriella Moraes, Livia Faes, Bishwanath Pal; Optical Coherence Tomography Angiography: Principles and Application in Retinal Diseases, Moorfields Eye Hospital, 2018
138. Brenda Pagan-Duran; What conditions can OCT help to diagnose?, 2020
139. Κλουτσινιώτη Κωνσταντίνα, Τζιοβάρια Κωνσταντίνα: Τεχνικές Λείζερ για απεικόνιση ιστού σε βάθος, 2016
140. Timothy J. Bennett ,Penn State Hershey Eye Center ,Hershey, Pennsylvania; Scanning laser ophthalmoscopy
141. Dan Ezra, David Haider; Ophthalmic services guidance-ophthalmic imaging,2021, The royal college of ophthalmologists
142. "Optos Enters Licence Agreement With University of Rochester For Using Adaptive Optics in Retinal Imaging" Published on October 25, 2006
143. Bing Zhang, Ni Li, Jie Kang, Yi He, Xiao-Ming Chen; Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy imaging-a review and update, 2017
144. Θεοφανή Ε. Παππά: Χαρακτηρισμός, τυποποίηση και συχνότητα φαινοτύπων γλαυκώματος με αξιοποίηση laser τεχνολογία ψηφιακής απεικόνισης και βιομορφομετρίας, 2009
145. Κωνσταντίνος Ράλλης :Συσχέτιση ευρημάτων Blue and yellow περιμετρίας και μορφολογικών παραμέτρων του ΟΝ και των νευρικών ινών σε υπόπτους γλαυκώματος, 2016
146. Πατέρας Ε., Ντζιλέπης Γ. , Ντούμου Ε. :Χρήσεις της HRT(Heidelberg retinal tomography) στην απεικόνιση της οπτικής θηλής του οφθαλμού, Περιοδικό «Σύγχρονη Οπτική» ένθετη έκδοση #2.
147. C. Alexandrescu, A.M Dascalu, A. Panca, A. Sesciortanu, C. Mitulescu, R.Ciulurica, L. Voinea, C. Celea : Confocal scanning laser ophthalmoscopy in glaucoma diagnosis and management, 2010
148. Sebastian Bohn, Karsten Sperlich, Stephan Allgeier, Andreas Bartschat, Ruby Prakasam, Klaus-Martin Reichert, Heinrich Stolz, Rudolf Guthoff, Ralf

- Mikut, Bernd Köhler, Oliver Stachs: Cellular in vivo 3D imaging of the cornea by confocal scanning laser microscopy, 2018
149. Elmira Baghdasaryan; Confocal microscopy, 2021
 150. Stefano Da Pozzo , Roberta Marchesan , Giuseppe Ravalico ; Scanning laser polarimetry- A review, 2009
 151. Neil T. Choplin ; New tack in scanning laser polarimetry, 2003
 152. Tanuj Dada, Reetika Sharma, Dewang Angmo, Gautam Sinha, Shibal Bhartiya, Sanjay K Mishra, Anita Panda, Ramanjit Sihota; Scanning laser polarimetry in glaucoma, 2014
 153. Χρήστος Παπαγεωργίου: ΣΧΙΣΜΟΕΙΔΗΣ ΛΥΧΝΙΑ ένα απαραίτητο όργανο για τον οπτικό- οπτομέτρη, 2015, Πανελλήνια Ένωση Οπτικών και Οπτομετρών
 154. Ε. Πατέρας, Γ. Τζιλέπης, Ζ. Βορριά: Χρήση της γωνιοσκοπίας για τον έλεγχο της γωνίας του προσθίου θαλάμου, Περιοδικό "Σύγχρονη Οπτική" ένθετη έκδοση #5
 155. Ophthalmic Photography ; The University Of British Columbia, Department of Ophthalmology and visual sciences
 156. Jitander Dudee; Anterior segment and fundus photography, 2019
 157. Marcus Matthias Gellrich; The fundus slit lamp, 2015
 158. David Xu; Volk ophthalmic lens review, eyeguru.org
 159. Philip Walling, Joseph Pole, Paul Karpecki, Nick Colatrella, Jeffrey Varanelli ; Condensing lenses- sharpen your skills in choosing and using, 2017
 160. Anton Vurdaft; Slit lamp fundoscopy, 2015
 161. Ceri Probert; examination of the retina, 2016
 162. Tyler, Marshall E. (1996). "Stereo Fundus Photography"
 163. Patrick J. Saine , Marshall E. Tyler ;Ophthalmic Photography: Retinal Photography, Angiography, and Electronic Imaging, 2nd Edition, Butterworth-Heinemann Medical
 164. Maria Walker; Mapping out corneal topography, 2017
 165. Pateras Evangelos, Plakitsi Athina; Corneal Scheimpflug topography, 2020
 166. Αλεξίου Σ., Πατέρας Ε.: Τοπογραφία κερατοειδούς και διαθλαστικές επεμβάσεις-Ανασκόπηση, 2017
 167. Gaurav Prakash; Corneal topography, 2014

168. Fluorescein Angiography, Health care University of Iowa, Department of ophthalmology and visual sciences
169. Timothy J. Bennett; Fluorescein Fundamentals, Penn state Hershey Eye Center
170. Daniel Porter; What is fluorescein angiography?, 2014
171. Ε. Πατέρας, Ντζιλέπης Γ., Μικρόγιαννης Ν.: Χρήση της φλουοραγγειογραφίας στην απεικόνιση παθήσεων του βυθού, Σύγχρονη Οπτική, Ένθετη έκδοση #2.
172. Kirby R. Miller; Indocyanine green angiography, Ophthalmic Photographers' Society- eye imaging experts
173. Maribel Fernandez, Maria Gil, Felipe Gonzalez, Francisco Gomez-Ulla; Diagnostic usefulness of indocyanine green angiography (ICGA) in age-related macular degeneration (AMD),2014
174. Yasir J. Sepah, Abeer Akhtar, Mohammad Ali Sadiq, Yamana Hafeez, Humzah Nasir, Brian Perez, Narissa Mawji, Diana J. Dean, Daniel Ferraz, Quan Dong Nguyen; Fundus autofluorescence imaging – fundamentals and clinical relevance, 2014
175. J. Fernando Arevalo; Retinal angiography and optical coherence tomography, 1st edition, SPRINGER, 2009